

**UNIVERSITA' DEGLI STUDI DI NAPOLI FEDERICO II**

**FACOLTA' DI MEDICINA E CHIRURGIA**



**Dottorato di Ricerca in Neuroscienze  
XIX Ciclo**

**Tesi**

**La Crescita di Loudness nei Soggetti Portatori di Impianto**

**Cocleare: Sperimentazione e Simulazione**

Coordinatore:  
Prof. Lucio Annunziato

Dottorando  
Dott. Pasquale Riccardi

Tutor  
Prof. Elio Marciano

**Anno Accademico 2006-2007**

Introduzione .....	4
Capitolo I: “La Psicoacustica” .....	6
§ 1.1 Cenni di Anatomia e Fisiologia dell’Orecchio .....	7
§ 1.1.1 Orecchio Interno .....	8
§ 1.1.2 Istologia dell’Organo di Corti .....	11
§ 1.1.3 Il Trasduttore Meccanico-Elettrico .....	12
§ 1.2 Unità di Misura dell’Intensità Acustica .....	18
§ 1.3 La legge di Weber .....	20
§ 1.4 La Loudness .....	21
§ 1.5 Fattori che Influenzano la Loudness .....	24
§ 1.6 Misura di loudness .....	28
§ 1.7 Effetti del Danno Cocleare sulla Percezione della Loudness .....	30
§ 1.8 Modelli Matematici di Loudness .....	32
Capitolo II: “Impianti Cocleari” .....	39
§ 2.1 Gli Elettrodi.....	43
§ 2.2 Modelli di Stimolazione.....	46
§ 2.3 Lo Speech Processor .....	50
§ 2.4 Linee di Trasmissione .....	50
§ 2.5 Strategia di Codifica di un Impianto Cocleare Multicanale.....	51
§ 3.5.1 Cenni di Fonetica .....	52
§ 2.5.1 Strategia F0 F2 .....	54
§ 2.5.2 Strategia F0 F1 F2.....	55
§ 2.5.3 Il Controllore Automatico di Guadagno (AGC) .....	56
§ 2.5.4 Strategia MPEAK .....	58
§ 2.5.5 Strategia Spectral Maxima Sound Processor (SMSP) .....	59
§ 2.5.6 Strategia Spectral Maxima Sound Processor (SPEAK) .....	60
§ 2.5.7 Strategia Advantaged Combination Encoder (ACE) .....	61

§ 2.5.8 Strategia Compressed Analog CA .....	62
§ 2.5.8 Strategia Continuous Interleavead Sampler (CIS) .....	63
§ 2.5.9 Strategia Simultaneous Analog Stimulation (SAS) .....	64
§ 2.6 Funzione di Compressione.....	64
§ 2.7 Configurare un Impianto Cocleare.....	65
Capitolo III: “Il Simulatore dell’Impianto Cocleare” .....	67
§ 3.1 Il Modello Software .....	68
§ 3.1.1 Algoritmo del Simulatore.....	71
§ 3.1.2 Il teorema di Nyquist-Shannon .....	78
§ 3.2 Simulazione.....	79
Capitolo IV: “Curve di Loudness nei Soggetti Impiantati” .....	81
§ 4.1 Misure di loudness .....	82
§ 4.2 Gruppo di Controllo .....	84
§ 4.3 Risultati .....	86
Conclusioni .....	98
Bibliografia .....	101

## Introduzione

Il presente lavoro si inquadra nel settore delle neuroscienze e si interessa di applicare tecniche e teorie tipiche dell'informatica e dei modelli artificiali per lo studio dei fenomeni percettivi e cognitivi. Nello specifico si studieranno i modelli di fisiologia e patologia della funzione uditiva. Lo studio degli impianti sensoriali artificiali è quello di sopperire alla riduzione o la perdita da parte di un soggetto della percezione di un senso. Nell'ambito uditivo sono stati sviluppati, grazie all'evoluzione tecnologica degli ultimi decenni, dispositivi elettronici in grado di stimolare le terminazioni del nervo acustico all'interno della coclea<sup>1</sup>. Gli studi fino ad ora condotti non hanno evidenziato nessun effetto collaterale alla stimolazione elettrica a lungo termine del nervo acustico. La stimolazione elettrica è in grado di evocare nei soggetti ipoacusici sensazioni sonore e si prefigge, pertanto, di sostituire la funzione delle cellule ciliate<sup>2</sup>, permettendo al non-udente profondo o totale di percepire dei segnali acustici. In questo modo e dopo adeguato training riabilitativo, il paziente potrà tornare in rapporto acustico con l'ambiente e con le altre persone. Questi dispositivi prendono il nome di impianti cocleari e allo stato attuale delle nostre conoscenze, riescono a restituire le sensazioni sonore e una buona percezione della comunicazione orale.

Capire come stimolazioni elettriche siano percepite come sensazioni sonore e quali relazioni, esistono tra il segnale parlato e le stimolazioni stesse, è importante per lo sviluppo degli impianti cocleari. La relazione tra la psicofisica e la percezione del suono non è ancora del tutto definita e conoscere come la percezione temporale, la frequenza nonché la sensazione sonora di un segnale sonoro sono percepite dal sistema uditivo rappresentano il modo per definire nuovi algoritmi di trasduzione del segnale sonoro in impulsi elettro-neurali.

Lo studio effettuato prevede di determinare la crescita di loudness dei soggetti impiantati in funzione della stimolazione elettrica. La loudness è una grandezza psicoacustica relativa

---

<sup>1</sup> Come si vedrà successivamente, la coclea è l'organo dell'orecchio che trasduce le vibrazioni delle onde sonore in stimoli elettro-neurali.

<sup>2</sup> Le cellule ciliate sono organi recettori ed hanno il compito di effettuare la trasduzione meccanico-elettrica, interfacciandosi fra strutture interne della coclea e il nervo acustico.

all'intensità di uno stimolo sonoro. Come tutte le grandezze psicoacustiche, la loudness è una risposta psicologica ad una stimolazione sonora. La sperimentazione è stata effettuata su otto soggetti suddivisi per modello di impianto cocleare. Conoscere la curva di loudness dei soggetti impiantati permette di apprezzare la percezione acustica dei soggetti e di valutare le caratteristiche elettriche di stimolazione.

La sperimentazione prevede di misurare la crescita di loudness in funzione dell'aumento della stimolazione elettrica del nervo acustico. Per potere effettuare la correlazione tra stimolazione elettrica e loudness, è stato necessario definire una nuova grandezza, la loudness elettrica. Per loudness elettrica si intende la sensazione sonora evocata dalla stimolazione elettrica del nervo acustico. Così facendo è possibile relazionare la variazione di loudness del segnale sonoro con la variazione dell'intensità di stimolazione elettrica del nervo.

Le stimolazioni elettriche del nervo acustico sono esercitate da elettrodi inseriti all'interno della coclea e non potendo misurarle direttamente, si è reso necessario realizzare un simulatore dell'IC. Il simulatore è stato sviluppato in Matlab. L'utilizzo di un simulatore permette di come eventuali variazioni di configurazioni dell'IC possano incidere sulla percezione del segnale sonoro, cosa che, altrimenti, richiederebbe tempi di adattamenti da parte dei soggetti impiantati che varia da soggetto a soggetto.

Il lavoro è suddiviso in quattro capitoli. Nel primo capitolo si introdurranno concetti base di psicoacustica dando maggiore rilievo alla loudness e presentando una breve descrizione dell'anatomia e fisiologia dell'orecchio interno. Il secondo capitolo è dedicato all'impianto cocleare, descrivendo sia le caratteristiche tecniche sia gli algoritmi di trasduzione. Il terzo capitolo descrive il simulatore dell'impianto cocleare mentre il quarto e ultimo capitolo è dedicato alla parte sperimentale.

## **Capitolo I: “La Psicoacustica”**

Studiando il sistema uditivo umano si percepisce che la percezione delle stimolazioni acustiche dipende da complicati meccanismi fisiologici e psicologici. Gli aspetti psicologici sono studiati dalla psicoacustica, il cui compito è quello di stabilire le relazioni intercorrenti tra grandezze acustiche “oggettive” e le valutazioni “soggettive” (la percezione) del suono.

La psicoacustica è una branca della psicofisica che, tenta, quindi, di quantificare gli aspetti psicologici dei suoni. Essa si occupa della descrizione dei limiti e delle modalità attraverso cui si realizza il senso dell’udito in relazione alle caratteristiche fisiche dei segnali acustici, in particolare alle differenze dei valori dei parametri acustici percepibili dall’orecchio umano. Per questi fini si fa ricorso al concetto di soglia . Per valore di soglia assoluta di un segnale sonoro si intende il valore oltre al quale si ha una risposta da parte del sistema del uditivo e al di sotto della quale non si ha alcuna risposta. La soglia non è un parametro costante per tutti gli individui e dipende dalle caratteristiche acustiche quali la frequenza, l’intensità e la durata dello stimolo sonoro. Poiché tutta la psicoacustica ha carattere soggettiva è descritta attraverso leggi che hanno valore prevalentemente statistico.

Molte delle osservazioni fornite dalla psicoacustica classica hanno contribuito ad indirizzare la ricerca neurofisiologica verso lo studio del funzionamento del sistema uditivo, verificando i meccanismi attraverso cui determinate variazioni fisiche dei suoni vengono trasdotte da orecchio esterno e medio, e successivamente codificate dalla coclea in segnali adeguati ed utilizzabili per il sistema nervoso centrale.

Per chiarire i concetti di psicoacustica e nello specifico della loudness, la prima parte di questo capitolo è dedicata fisiologia dell’apparato uditivo dando risalto maggiore al ruolo dell’orecchio interno nel quale avviene la trasduzione vibratoria del suono in impulsi elettroneurali che ci permettono di percepire la sensazione sonora.

## **§ 1.1 Cenni di Anatomia e Fisiologia dell'Orecchio**

Con il termine orecchio si designa l'intero apparato uditivo periferico, non solo la parte visibile sul lato della testa (padiglione), ma anche le complesse strutture dell'orecchio interno, collocate profondamente nel cranio, ed il nervo che da esso se ne diparte.

Classicamente il sistema uditivo periferico è stato diviso in tre distinte strutture:

- orecchio interno;
- orecchio medio;
- orecchio esterno.

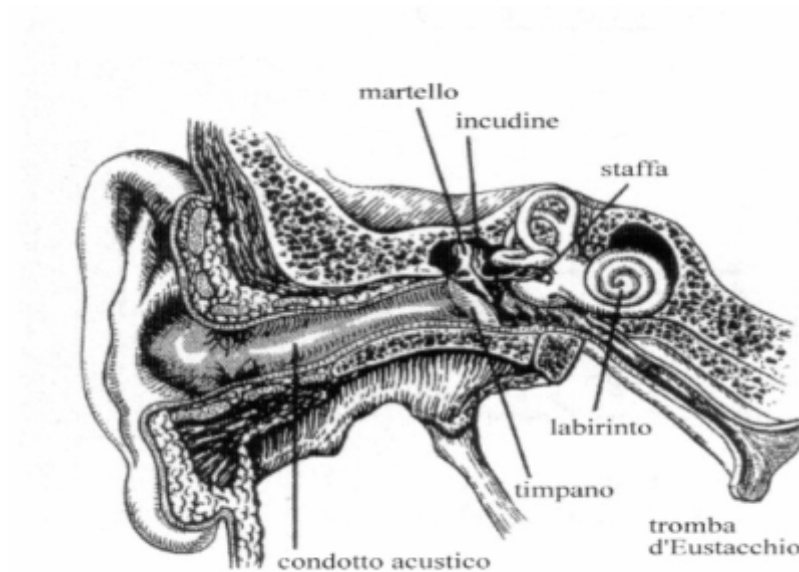
L'orecchio interno contiene la parte sensoriale dell'udito ed il sistema vestibolare periferico preposto al controllo dell'equilibrio.

L'orecchio medio è una cavità in cui alloggiavano tre ossicini, che nell'insieme costituiscono la catena ossiculare.

L'orecchio esterno è costituito essenzialmente dal padiglione auricolare e dal condotto uditivo ed ha il compito di raccogliere l'informazione proveniente dal mondo esterno.

L'orecchio esterno e quello medio adempiono la funzione di raccogliere e trasformare il suono in modo tale che l'energia vibratoria sia in grado di eccitare la porzione interna dell'organo dell'udito. Mentre l'orecchio interno trasforma l'energia vibratoria del segnale sonoro in segnali elettro-neurali destinati al sistema nervoso centrale.

In questo paragrafo sarà introdotto, in linea generale, l'anatomia e fisiologia dell'orecchio interno, introducendo solo i concetti e gli elementi base che intervengono nella trasduzione del segnale sonoro in impulsi elettroneurali.



**Figura n°1.1: Orecchio in sezione frontale**

### ***§ 1.1.1 Orecchio Interno***

Nella porzione pietrosa dell'osso temporale si trovano dei canali comunicanti, che nell'insieme, è definito labirinto, termine questo che ben si addice alla loro forma complessa.

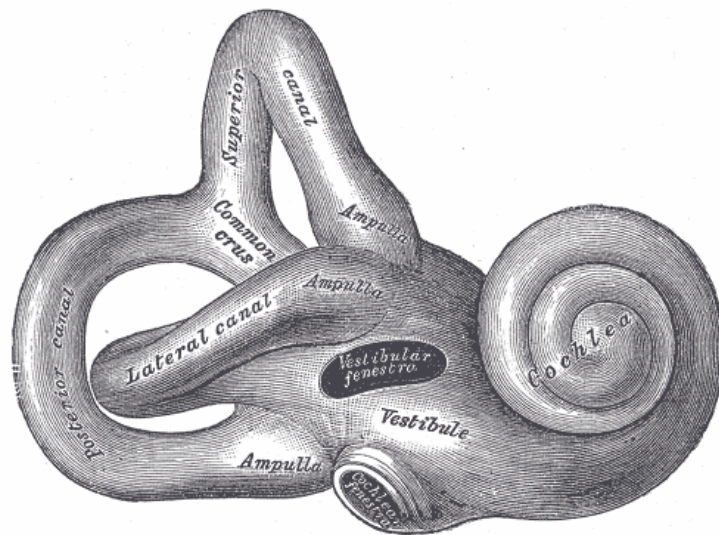
Il termine “labirinto” e “orecchio interno” sono spesso usati come sinonimi sebbene il secondo sia comunemente associato soltanto alla porzione uditiva del labirinto, la chiocciola.

Si deve ricordare tuttavia che l'orecchio interno contiene la parte terminale degli organi dei due sistemi sensoriali, il sistema vestibolare ed uditivo.

Il labirinto può essere distinto in tre porzioni principali:

- I tre canali semicircolari;
- Il vestibolo;
- La chiocciola.





**Figura n°1.2: Labirinto osseo**

In figura è rappresentato una visione laterale del labirinto destro, così come apparirebbe guardandolo dal condotto uditivo esterno.

Asportando il labirinto osseo si evidenzia un altro labirinto, non più osseo, ma membranoso, che è di forma simile al precedente, ma molto più piccolo rispetto a quello osseo che lo contiene. Lo spazio tra i due labirinti è occupato da un liquido detto perilinf<sup>3</sup> mentre nel labirinto membranoso vi è un altro liquido noto come endolinf<sup>4</sup>, come si vedrà nei prossimi paragrafi, le concentrazioni di ioni presenti all'interno di questi liquidi sono di fondamentale importanza per la trasduzione meccanico elettrico dell'orecchio.

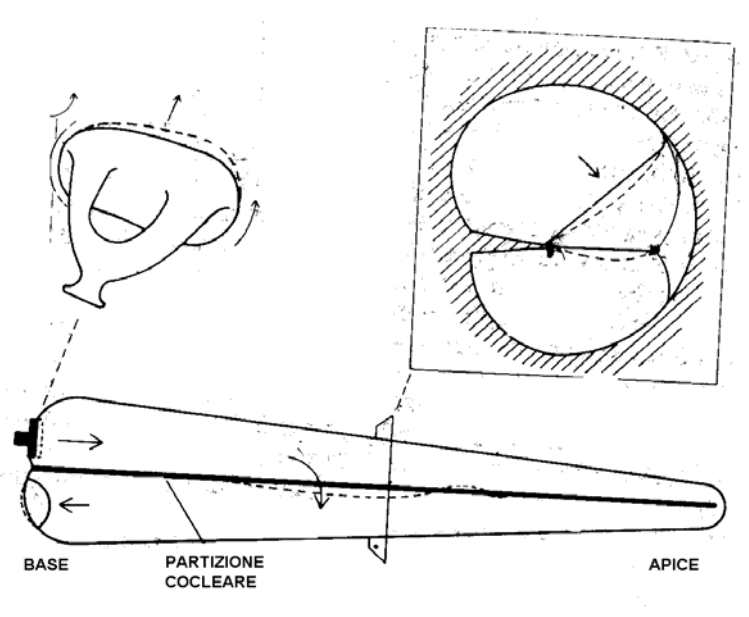
La coclea, o chiocciola, deriva il suo nome dalla forma simile al guscio di lumaca e presenta una struttura simile ad un tubo attorcigliato (nell'uomo si riconoscono 2 giri e 3/4 ).

Il dotto cocleare si suddivide in tre canali: scala vestibolare, media e timpanica.

La scala media è compresa nel labirinto membranoso cocleare; le altre due sono entrambe percorse da perilinf<sup>3</sup> e comunicano attraverso una piccola apertura all'apice, nota come elicotrema. È attraverso la scala vestibolare che la perilinf<sup>3</sup> comunica direttamente e liberamente con il vestibolo e la chiocciola.

<sup>3</sup> La perilinf<sup>3</sup> è un liquido ad alta concentrazione di ioni sodio ( $\text{Na}^+$ ) ed una bassa concentrazione di ioni potassio ( $\text{K}^+$ ).

<sup>4</sup> L'endolinf<sup>4</sup> è un liquido ad alta concentrazione di ioni potassio ( $\text{K}^+$ ) ed una bassa concentrazione di ioni sodio ( $\text{Na}^+$ ).



**Figura n°1.3: Disegno schematico della chiocciola srotolata.**

La scala vestibolare si apre direttamente nel vestibolo, di conseguenza la finestra ovale funziona specificamente come un'apertura nella scala vestibolare, in altre parole è la scala vestibolare che per prima riceve le vibrazioni della patina della staffa sita nella finestra ovale. La “colonna” liquida tra la finestra ovale e la scala vestibolare costituisce il primo anello tra la catena ossiculare e la parte sensoriale (che risiede nella scala media).

Questi particolari anatomici chiariscono la base di una più schematica, ma funzionale visione della coclea che è adottata nella spiegazione della dinamica cocleare. Nella figura 1.6 la coclea è rappresentata srotolata e la scala media come una linea di divisione. Infatti, un termine comune per scala media è quello di partizione cocleare.

La membrana di Reissner divide la scala media dalla scala vestibolare; si attacca alla lamina spirale ossea, e si proietta obliquamente aderendo alla parete esterna della chiocciola. Il dotto cocleare è fissato alla parete esterna della chiocciola per mezzo del legamento spirale (una fascia di tessuto connettivo). Ciò che riveste il legamento spirale ed è a contatto con l'endolinfa è un tratto di tessuto alterante vascolarizzato, la stria vascolare, che è il limite tra scala media e la scala timpanica del legamento spirale.

Sulla membrana basilare è posta la parte sensoriale dell'orecchio, l'organo di Corti.

### § 1.1.2 Istologia dell'Organo di Corti

Osservando il dotto cocleare ad alto ingrandimento si nota un elevato numero di strutture microscopiche come illustrato nella figura 1.3.

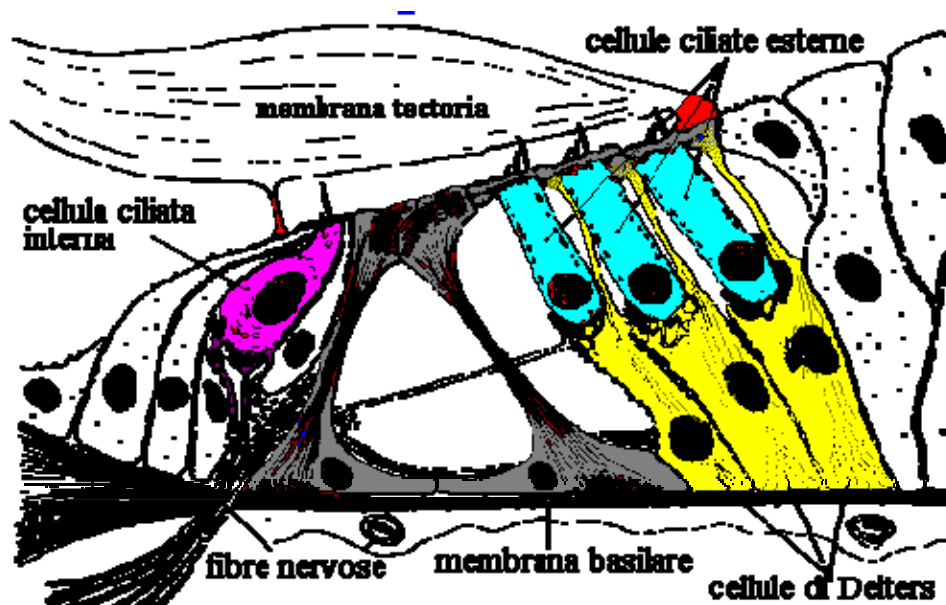


Figura n° 1.3: Organo di Corti

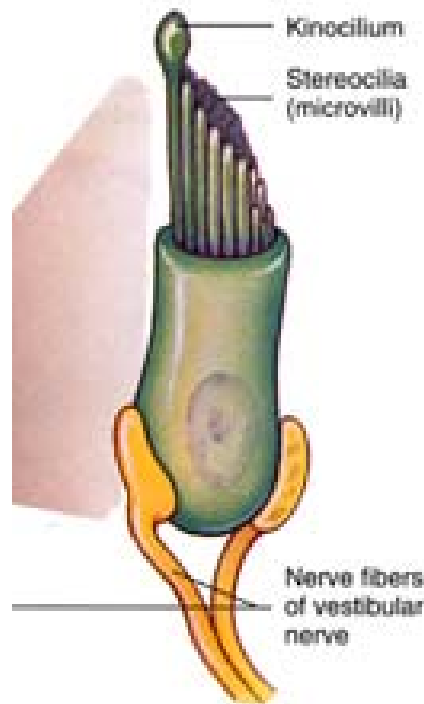
L'organo di Corti è costituito sia da cellule di sostegno sia da cellule sensoriali. Le cellule sensoriali dell'organo di Corti sono dette cellule cigliate, mentre quelle di sostegno stereociglia.

Come suggerisce il nome, esse emettono prolungamenti dal loro apice. Esistono due tipi di cellule cigliate nell'organo di Corti dei mammiferi: cellule cigliate interne (CCI) ed esterne (CCE). Una sola fila di cellule cigliate interne decorre longitudinalmente lungo la membrana basilare. Queste cellule hanno forma a fiasco e sono dette interne poiché decorrono sul lato dell'organo che è più vicino al modiollo (nell'uomo vi sono 3.400 CCI). All'opposto vi sono tre (occasionalmente cinque) file di cellule cigliate esterne, che hanno forma cilindrica e sono collocate lontano dal modiollo (nell'uomo ve ne sono approssimativamente 13.400).

Questi due tipi di cellule cigliate non solo differiscono per quanto riguarda la forma dei loro corpi, ma anche nella configurazione delle ciglia o stereociglia poste all'apice della cellula.

Le stereociglia delle CCI sono allineate così da formare una linea pressoché continua lungo l'organo di Corti.

Le ciglia delle CCE, costituiscono un modulo molto caratteristico che è tipicamente descritto come “W”.



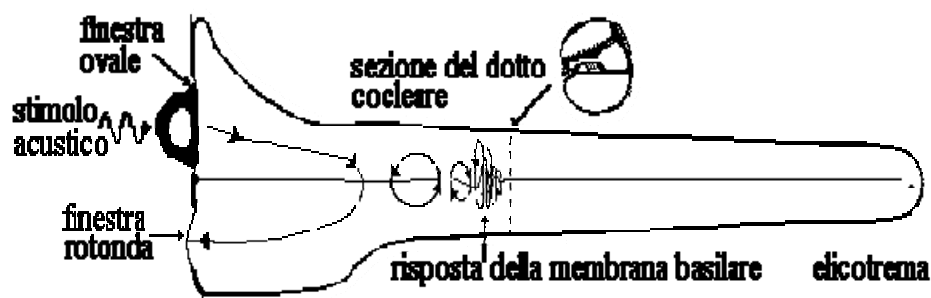
**Figura n° 1.4: Cellula Ciliata**

### ***§ 1.1.3 Il Trasduttore Meccanico-Elettrico***

Questa è la parte più complessa e delicata dell'apparato uditivo. Essa analizza i suoni, separando e facendone risaltare le componenti significative, smorzandone le componenti più intense e accentuandone quelle più deboli, favorendo la rivelazione dei dettagli acustici che permettono di individuare le caratteristiche delle sorgenti sonore. L' elemento fondamentale di questo processo è la coclea. La parte sensoriale (vale a dire quella che analizza le onde sonore) della coclea è rappresentata dall'organo di Corti; tale organo è poggiato sulla membrana basilare e si estende per tutta la lunghezza della coclea stessa. L'organo di Corti è costituito da numerose popolazioni cellulari di cui, da un punto di vista funzionale, le più importanti sono le cellule sensoriali (cellule

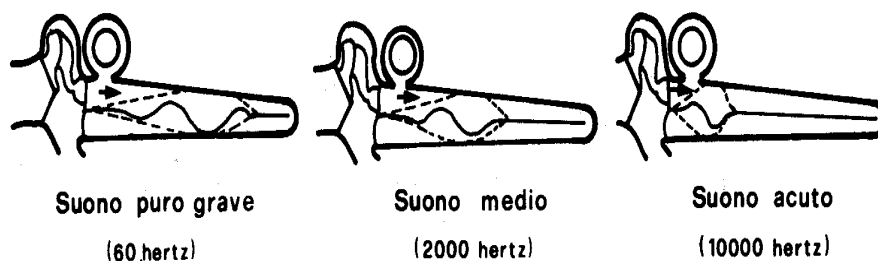
cigliate). L'attivazione delle cellule cigliate è, come tutti i processi biologici, affidata ad una serie di meccanismi ionici e neuro-secretori assai complessi.

Il movimento della staffa contro la finestra ovale produce corrispondenti onde di compressione e rarefazione nel liquido contenuto nella scala vestibolare (il liquido cocleare riempie completamente la coclea). Tali oscillazioni, essendo la membrana di Reissner estremamente sottile e flessibile, sono prontamente trasmesse alla scala media e, da questa, alla membrana basilare su cui si trova l'organo di Corti. Durante l'onda di compressione, pertanto, la membrana basilare tenderà a flettersi verso la scala timpanica mentre durante l'onda di rarefazione tenderà a flettersi verso la scala vestibolare.



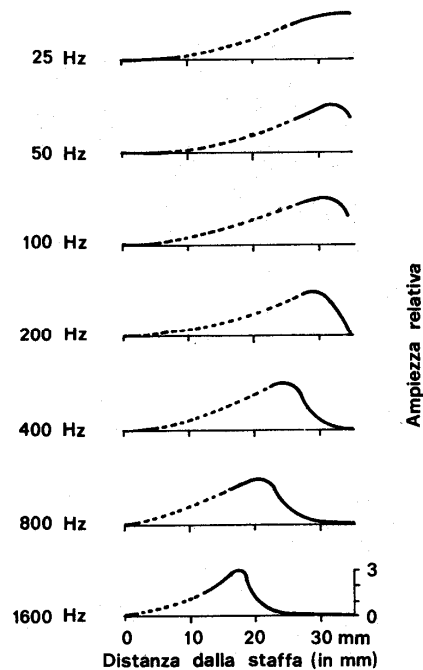
**Figura n° 1.5: Modello di stimolazione della coclea.**

L'ampiezza di questo rigonfiamento cresce continuamente fino a raggiungere un massimo in un punto caratteristico, determinato dalle proprietà meccaniche della membrana, per poi spegnersi rapidamente in direzione dell'apice.



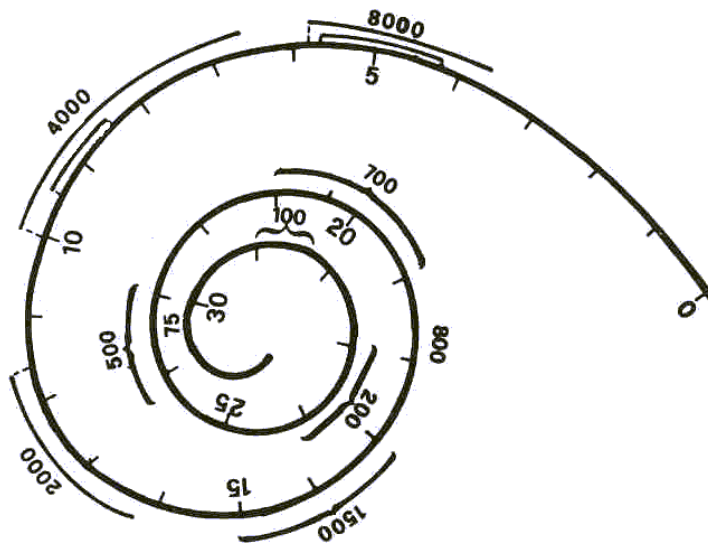
**Figura n°1.6: Topografia della massima vibrazione della membrana basilare in funzione dell'altezza dei suoni.**

Le caratteristiche visco-elastiche della membrana basilare, fanno sì che le frequenze più elevate (suoni acuti) facciano oscillare più efficacemente quelle porzioni di membrana poste vicino alla finestra ovale mentre le frequenze più basse (suoni gravi) facciano oscillare le porzioni terminali della membrana stessa, vale a dire le porzioni poste verso le regioni apicali della coclea.



**Figura n°1.7: Spostamento della partizione cocleare in funzione della frequenza.**

In figura 1.8 è mostrata la mappa tonale della coclea umana, dedotta da studi sperimentali, da cui si osserva che le ottave del campo tonale non occupano uguali estensioni della membrana basilare.

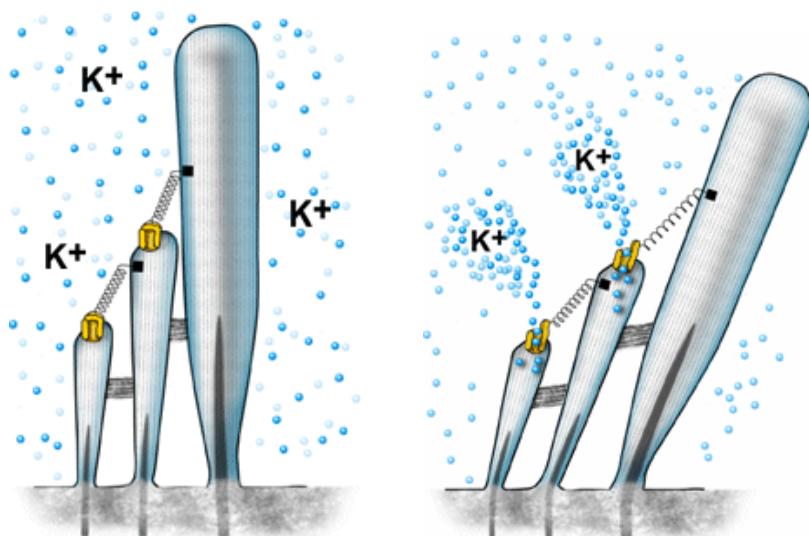


**Figura n°1.8: Mappa tonale umana.**

Il punto in cui la deformazione della membrana raggiunge la massima ampiezza di picco, che dipende dalla frequenza, corrisponde ad una regione del sovrastante organo di Corti che è maggiormente eccitata, in tal modo, solo un piccolo gruppo di cellule cigliate sano sollecitate da quella particolare frequenza sonora. In corrispondenza di questo picco si creano dei vortici nella perilinfa delle due rampe del canale cocleare. La sua ampiezza declina poi rapidamente proseguendo verso l'apice della coclea. A causa delle variazioni continue delle sue proprietà meccaniche, la membrana è sintonizzata in ogni suo punto per una diversa frequenza caratteristica, detta turning.

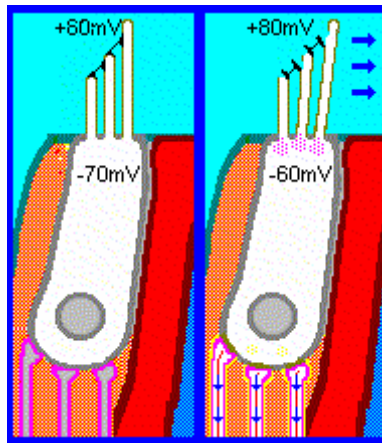
Le frequenze caratteristiche variano in modo monotono e continuo in funzione della posizione lungo la coclea, da un minimo di 20 Hz all'apice ad un massimo di 20 KHz alla base. Tale relazione non è lineare ma logaritmica e questa localizzazione puntuale delle frequenze sonore lungo la membrana, costituisce la mappa tonotopica. In definitiva, mentre uno strumento musicale sintetizza un suono complesso partendo dalla combinazione di suoni puri, l'orecchio opera all'inverso, analizzando i suoni complessi nelle loro componenti pure.

Assai interessante è il ruolo giocato dalle cellule cigliate interne ed esterne nella funzione uditiva. Le cellule cigliate esterne *percepiscono* le vibrazioni della membrana basilare mediante i loro fasci di stereociglia. Le stereociglia si trovano immerse nell'endolinfa, un fluido che possiede un potenziale elettrico di +80 mV rispetto a quello della perilinfa che circonda la parte inferiore della cellula. Sempre rispetto a questo, l'interno delle cellule possiede invece un potenziale negativo di -70 mV, mantenuto dalle potenti batterie a sodio e potassio delle membrane cellulari. Pertanto, attraverso le stereociglia si forma una differenza di potenziale di circa 150 mV capace di generare correnti elettriche fino a 8 nA. Quando le stereociglia più alte si inclinano leggermente per effetto delle oscillazioni della membrana tectoria, il fascio stereocigliare si apre a ventaglio, mettendo in tensione filamenti proteici che fanno aprire i canali stereocigliari (piccole valvole poste sulle sommità delle stereociglia). L'apertura di questi canali determina l'ingresso di correnti elettriche sufficienti a depolarizzare la cellula di alcuni millivolt, causando la contrazione della cellula.



**Figura n°1.9 Deflessione delle stereociglia e apertura dei canali ionici**





**Figura n°1.10: Sinapsi attivata dalla deflessione delle stereociglia**

Le cellule cigliate interne sono localizzate nell' organo di Corti verso l'interno rispetto all'asse della chiocciola, queste cellule (non contrattili) sono i sensori che trasmettono i segnali al nervo acustico. Come nel caso delle cellule cigliate esterne, l'apertura dei canali stereocigliari determina l'ingresso di una corrente elettrica che fa cadere il potenziale intracellulare. Le stereociglia più alte delle cellule cigliate interne, a differenza da quelle esterne, non sono fissate alla membrana tectoria e pertanto la loro deflessione non è proporzionale allo spostamento relativo della membrana. Esse subiscono invece l'azione viscosa del fluido messo in moto dalle oscillazioni della membrana tectoria. In questo modo la forza agente sulle stereociglia risulta proporzionale alla velocità della membrana. Questo serve a equalizzare la risposta elettrica ai segnali di alta frequenza compensando la caduta di potenziale elettrico causata dalla capacità parassita della membrana cellulare.

Da questo si deduce come le cellule cigliate interne siano il vero e proprio trasduttore meccanico elettrico e gli impulsi elettrici da essi generati attivano la sinapsi del nervo acustico. Il ruolo delle CCE è quello di supporto della membrana basilare amplificando le piccole vibrazioni e smorzando quelle intense. Infatti, da quanto accennato precedentemente, le stereociglia sono fissate alla membrana tectoria e siccome alle CCE afferiscono le sinapsi efferenti, il SNC è in grado di definire la rigidità delle stereociglia e quindi di controllare le vibrazioni della membrana basilare.

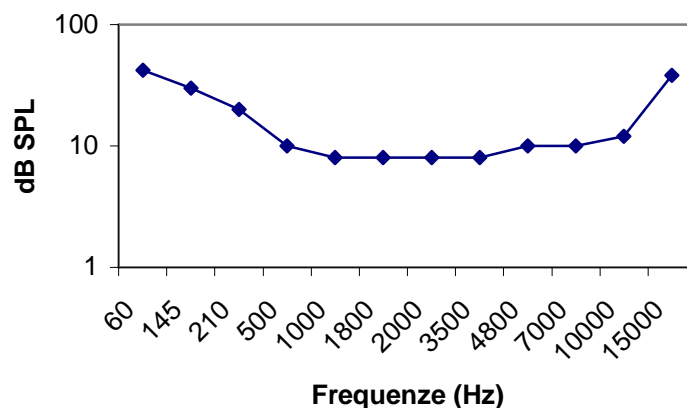
## § 1.2 Unità di Misura dell'Intensità Acustica

L'unità di misura dell'intensità acustica è il decibel. Si definisce deciBel (dB) sound pressure level (SPL) una scala logaritmica basata sul rapporto della pressione sonora generata da due suoni:

$$dB \text{ SPL} = 20 \log(p/p_0) \quad (1.1)$$

Dove  $p$  è la pressione del suono da misurare, e  $p_0$  è la pressione di riferimento pari  $2,5 \times 10^{-5}$  N/m<sup>2</sup> (o 20 µPa), corrispondente alla soglia minima di udibilità di un tono di 1000 Hz.

Si intende soglia minima di udibilità (soglia), il minimo livello sonoro udibile per una determinata frequenza. La soglia è misurata in funzione della frequenza e, per un segnale sonoro di lunghezza inferiore al secondo (cfr. §1.4), dipende anche dalla lunghezza del suono.



**Figura n°1.11: Soglia in funzione della frequenza e per durata superiore al secondo. Si osserva come l'orecchio è più sensibile nella banda di frequenze 1000-5000 Hz, mentre la soglia aumenta notevolmente al di sotto e al di sopra di tale banda.**

La dipendenza della soglia rispetto alla lunghezza del tono può essere tradotta in formula matematica dalla seguente equazione (Moore, 1977):

$$I * t = costante \quad (1.2)$$

Dove  $I$  indica il valore di soglia e  $t$  è la durata dello stimolo. Dalla 1.2 risulta che la soglia dipende dall'energia totale dell'impulso e non da come l'energia si distribuisce nel tempo.

Si può migliorare l'accordo con i dati sperimentali introducendo l'equazione di Miller e Garner (Moore, 1977):

$$I_L * \tau = costante \quad (1.3)$$

Con  $I_L$  la minima intensità in grado di stimolare l'orecchio e  $\tau$  costante di integrazione del sistema uditivo.

Un'altra equazione che lega la soglia alla durata dello stimolo è quella di Plomp e Bouman (Moore, 1977):

$$S = K * I * (1 - e^{-t/\tau}) \quad (1.4)$$

Dove  $S$  indica la soglia e  $k$  è una costante.

Con l'introduzione del concetto di soglia è possibile definire un'altra unità di misura dell'intensità sonora, ossia i dB hearing level (HL) che rappresenta il livello dell'intensità sonora rispetto al valore di soglia:

$$dB HL = dB SPL - soglia \quad (1.5)$$

Oltre al concetto di soglia, è importante definire il concetto di soglia di fastidio (MCL) che rappresenta il massima intensità sonora che non genera fastidio. Anche MCL è regolata dalle medesime leggi che regolano la soglia.

Infine si definisce campo dinamico, range dinamico, l'intensità dei livelli sonori entro il quale i suoni sono contemporaneamente udibili e confortevoli. L'estremo inferiore del campo dinamico è rappresentato dalla soglia, l'estremo superiore è dato dalla MCL.

### § 1.3 La legge di Weber

In psicoacustica, a legge che descrive la capacità di discriminazione in intensità dello stimolo sonoro da parte dell'orecchio umano è nota come legge di Weber, la quale afferma che la frazione di Weber ( $\Delta I/I$ ) è costante al variare dell'intensità (Weber, 1834).

Ulteriori studi (Florentine et al., 1987) hanno mostrato, utilizzando toni puri in un intervallo di frequenze compreso tra i 0.25 e i 16 KHz, una dipendenza della percezione di variazioni tonali dalla frequenza.

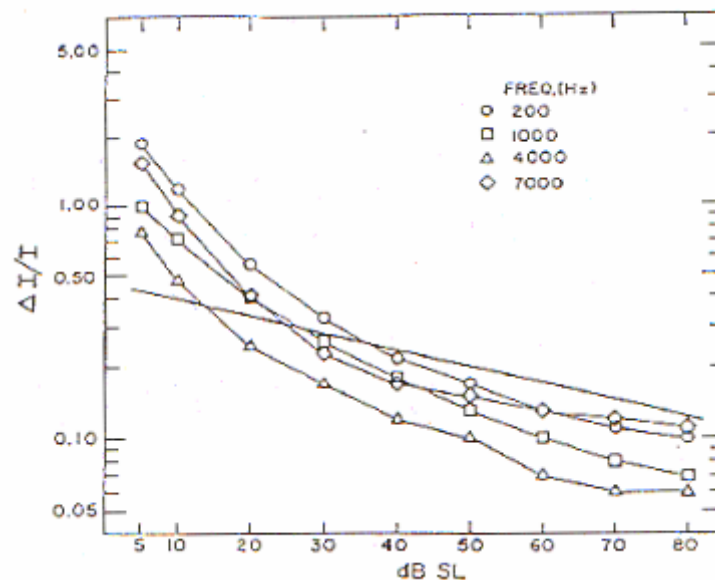


Figura n°1.12: La frazione di Weber in funzione della frequenza (Stankey et al., 1990).

La legge di Weber è influenzata dal metodo in cui si determina la  $\Delta I$ . In generale, gli esperimenti per misurare la  $\Delta I$  consistono nel richiedere al soggetto di individuare una differenza d'intensità tra un segnale di base, presentato ad un livello  $I$  (piedistallo), ed un segnale più intenso al livello  $I+\Delta I$ .

Vi sono due metodi generali per presentare l'incremento:

- piedistallo continuo: si fa ascoltare continuamente il piedistallo e lo si confronta con il segnale incrementato d'intensità ( $\Delta I$ );

- piedistallo interrotto: si fa ascoltare il piedistallo solo per un certo tempo, dopodiché si presenta lo stimolo  $I+\Delta I$ .

In generale il primo metodo produce una  $\Delta I$  minore rispetto al secondo approccio e il motivo va ricercato nella memoria a breve termine.

I dati sperimentali (Florentine et al., 1987) mostrano che la sensibilità differenziale ( $\Delta I/I$ ) diminuisce all'aumentare dell'intensità e la costante prevista da Weber sembra rappresentare la tangente della sensibilità differenziale.

## § 1.4 La Loudness

Per loudness si intende l'intensità della sensazione uditiva. Una definizione di loudness è: *“la qualità soggettiva di un suono che determina l'intensità della sensazione sonora provocata da quel suono stesso”* (Moore, 1977). Così come è stata definita, potrebbe essere immediato associare, in modo lineare, la loudness all'intensità del suono, quindi immaginare una relazione lineare tra intensità oggettiva e quella soggettiva. In realtà, la relazione che lega l'intensità fisica di un suono al prodotto percettivo da esso dipendente non è immediatamente traducibile in termini di semplice linearità. In pratica, loudness e intensità sono aspetti differenti del suono. L'intensità è una quantità fisica, una misura diretta della grandezza del suono, che è il segnale d'ingresso al sistema uditivo. La loudness è una percezione soggettiva attribuita al segnale sonoro. La misura dell'intensità sonora (o pressione sonora) è un parametro fisico che è molto meno difficile da quantificare rispetto ad una risposta psicologica come la loudness. Siccome non esiste un rapporto di univocità tra la loudness del suono e la sua intensità, la risposta psicologica ( $R$ ), è una funzione della grandezza dello stimolo ( $S$ ), cioè:

$$R = f(S) \quad (1.6)$$

La teoria di Fechner prevede che per ogni sensazione la frazione di Weber ( $\Delta S/S$ ) è costante, cioè ad intervalli uguali lungo la scala delle sensazioni corrispondono costanti rapporti della grandezza dello stimolo. Questa relazione è presentata sotto forma di equazione (Moore,1977):

$$R = C \log S \quad (1.7)$$

dove  $R$  è la grandezza di risposta,  $S$  è la grandezza dello stimolo e  $C$  una costante di proporzionalità. Secondo tale legge la loudness aumenta in proporzione al logaritmo della grandezza dello stimolo in dB.

Nella prima metà del 1900, è stato creato un sistema di misurazione che fornisce un indice della differenza di loudness tra suoni diversi. L'unità di misura del livello di loudness, è il phon, un indice indiretto di loudness strettamente legato alla misura fisica del suono. Il valore del phon è riferito al livello di un tono puro a 1000 Hz presentato a varie intensità espresse in dB SPL, rispetto al quale è valutata la loudness di tutti gli altri toni. In pratica, utilizzando questa scala di loudness di paragonano le sensazioni sonore evocate da uno stimolo con quelle evocate da un tono puro a 1000Hz e l'intensità (in dB) del tono di riferimento rappresenta il livello in phon. Quindi, un suono ritenuto d'intensità pari a quella di un tono a 1000 Hz di 40 dB SPL si dice avere un livello di loudness di 40 phon.

Il phon fornisce un'unità di misura con cui la loudness può essere confrontata tra suoni di frequenze diverse, rendendo questi toni di loudness uguali a quelli del tono standard di 1000 Hz. Applicando tale legge è stato possibile determinare le isofoniche, ossia le curve di uguale loudness.

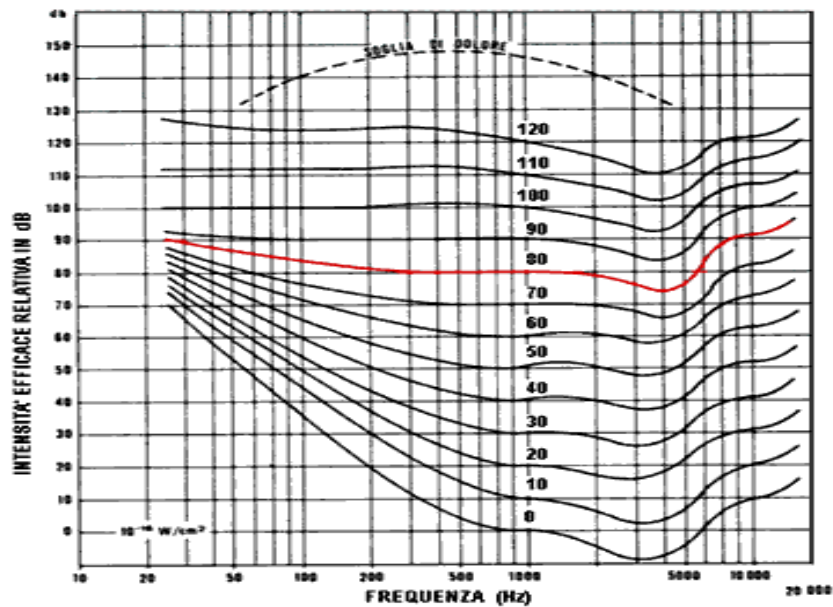


Figura n°1.13: Curve di Fletcher e Munson o anche dette isofoniche: due punti appartenenti alla stessa curva evocano la stessa loudness.

Le curve isofoniche<sup>5</sup>, rappresentate nella figura 1.3, rivelano efficacemente il comportamento del sistema uditivo. Infatti, una caratteristica dell'orecchio umano consiste nel percepire i suoni in modo non lineare ossia “*è sensibile in misura differente alle varie frequenze*”. D'altra parte, le differenze tendono a ridursi all'aumentare della pressione sonora.

Esaminando il diagramma si osserva che un'intensità di pressione sonora di circa 80 dB SPL per una frequenza di 1000 Hz (curva indicata in colore rosso corrispondente a 80 phon), produce nell'orecchio una risposta contenuta per tutto l'intervallo delle frequenze udibili tra +15 e -5 dB. A livelli di loudness più bassa, le curve tendono a seguire la curva di minima udibilità mentre a livelli più alti, come nel caso di livelli di soglia del dolore, vi è un notevole appiattimento. Questo denota una certa compressione nell'ambito del sistema dinamico, specialmente per le basse frequenze, così, per livelli di intensità abbastanza alti tutte le frequenze nell'ambito uditivo sono percepite approssimativamente con la stessa loudness.

Nello stesso periodo in cui Fletcher e Munson determinavano le prime isofoniche, S.S.Stevens iniziò un'ampia sperimentazione nel tentativo di riprodurre, direttamente, le sensazioni in una scala.

<sup>5</sup> Conosciute anche come curve di Fletcher-Munson dai ricercatori che per primi le misurarono.

Stevens definì un'unità di misura della loudness (son) definita come: “la loudness di un tono di 1000 Hz a 40 dB HL”. Oltre a dare una definizione di loudness riuscì a determinare una relazione tra loudness e intensità del suono basata proprio sulla definizione del son:

$$L = K * I^{0.3} \quad (1.8)$$

dove  $L$  è la loudness,  $I$  è l'intensità del suono e  $K$  è una costante dipendente dal soggetto ed è influenzato da diversi fattori casuali.

Da quanto detto finora, esistono due unità di misura della loudness che dipendono dal modo in cui la si vuole misurare.

Se si misura la loudness paragonando lo stimolo sonoro ad un tono di 1 KHz a 40 dB si ottiene una misura della loudness in son (N), cioè lo stimolo sonoro produce la sensazione sonora corrispondente a N-volte quella prodotta dallo stimolo di riferimento.

Se, invece, si misura la loudness paragonandolo ad un tono di 1 KHz, il livello di loudness ( $L_N$ ) è definito come il livello di pressione sonora dello stimolo di riferimento che dà la stessa loudness ed in questo caso la misura è in phon.

Così come sono state definite, 40 phon corrispondono a 1 son, in realtà la relazione tra N e  $L_N$  è molto complessa e dipende spesso dal singolo soggetto. In generale, per livelli sonori intorno ai 40 dB, la relazione tra N e  $L_N$  è (Haughton, 1980):

$$N = 2^{((L_N - 40) / 10)} \quad (1.9)$$

### § 1.5 Fattori che Influenzano la Loudness

Essendo la loudness un prodotto della stimolo sonoro è ovvio che le caratteristiche fisiche di quest'ultimo ne influenzano la percezione. Infatti, tra i maggiori fattori che influenzano la percezione sonora sono:

- L'intensità;



- La frequenza;
- La durata.

L'orecchio umano può percepire suoni che hanno una frequenza compresa tra i 20 e i 20.000 Hz.

I segnali che hanno una frequenza inferiore ai 20 Hz vengono detti infrasuoni, mentre, quelli superiori ai 20.000 Hz sono detti ultrasuoni. Le frequenze collocate tra i 100 e i 5000 Hz sono importanti per il linguaggio e lo sono tanto per il sistema uditivo che per il meccanismo di produzione.

Il parametro fondamentale per la percezione della loudness è dato dall'intensità del suono.

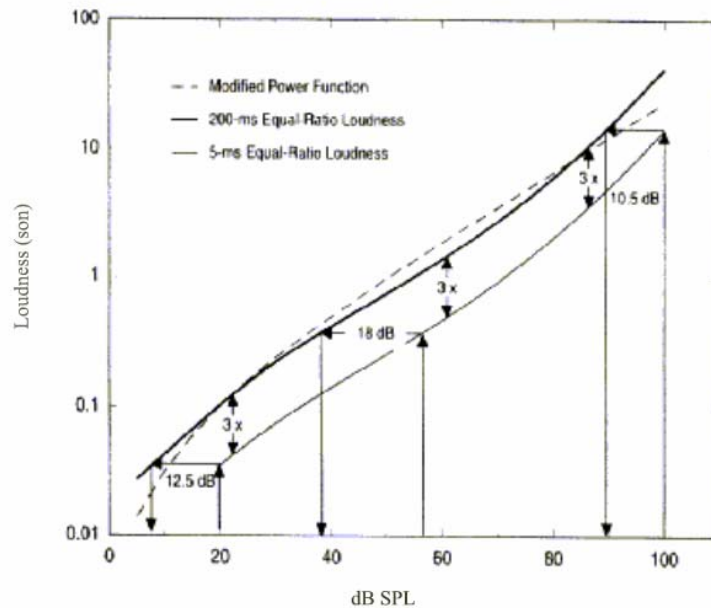
Infatti, l'attivazione del sistema uditivo, all'interno dei limiti di frequenza, dipende dall'intensità del segnale d'ingresso. L'intensità o pressione sonora, come la frequenza, è un parametro fisico del segnale acustico, tanto più uno stimolo acustico è forte, tanto più la sensazione acustica è alta. La relazione tra intensità e loudness è legata dalla legge di Stevens, la quale non è lineare proprio perché la loudness dello stimolo dipende anche dalla frequenza.

La frequenza è un parametro che incide nella percezione della loudness e fornisce il grado di gravità o acutezza che un ascoltatore attribuisce al suono. La loudness è quindi una sensazione indotta da dimensioni fisici dello stimolo (l'intensità, la frequenza). In genere, a parità di intensità, quando si aumenta la frequenza si avverte un aumento di loudness, viceversa nel caso la si diminuisce. Tuttavia, anche in questo caso, la relazione non è lineare, ossia, ad un aumento costante della frequenza non corrisponde un costante aumento della loudness. Infatti, sotto ai 1000 Hz e per toni puri, la percezione della loudness, è abbastanza lineare rispetto ai cambiamenti di frequenze, mentre per le alte frequenze la relazione non è più lineare ed occorre una grossa variazione di frequenza per produrre una variazione di loudness (H.J.McDermott et al., 1998).

La dipendenza della loudness dall'intensità e dalla frequenza dello stimolo, la si può dedurre dalle isofoniche (figura 1.3). Osservando tali curve si nota che a parità di intensità, due toni producono la stessa sensazione sonora solo per particolari valori della frequenza.

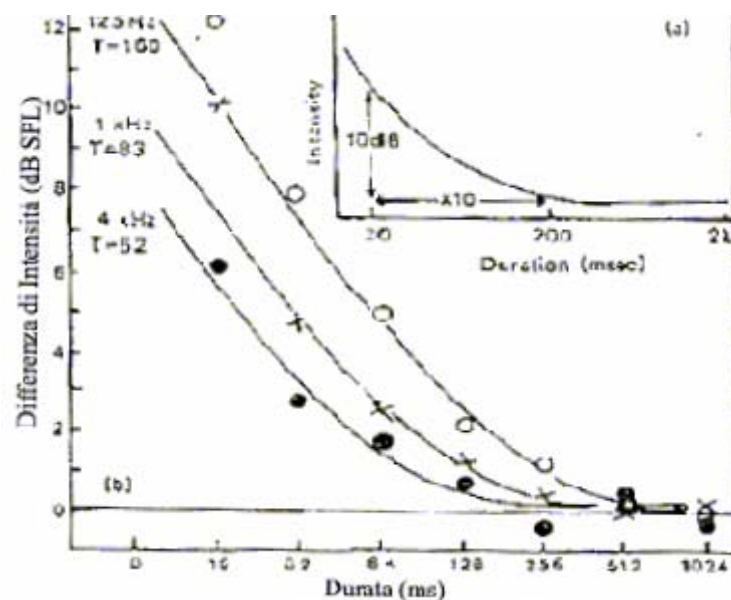
Un altro fattore non trascurabile per la percezione della loudness è rappresentato dalla durata del suono. In particolare, la sensibilità uditiva è alterata per suoni di durata molto inferiore al secondo. La durata minima di percezione di un tono è funzione della frequenza del tono stesso. Per durate di uno stimolo inferiore ad un secondo, precisamente, per stimoli di durate inferiori ai 200 ms, un cambiamento di un ordine di grandezza della durata equivale, dal punto di vista percettivo, ad un cambiamento di intensità di circa 10 dB (Florentine et al., 1996). In altre parole, una variazione da 200 ms a 20 ms della durata dello stimolo, riduce la loudness in modo che l'intensità deve essere aumentata di 10 dB affinché venga percepita la stessa sensazione sonora (vedi figura n°1.5a). Mentre gli stimoli sonori di durata superiore ai 300 ms vengono trattati dall'orecchio come se fossero infinitamente lunghi. Tale fenomeno è definito "*integrazione temporale*", (Florentine et al. 1996).

Una spiegazione più rigorosa dell'integrazione è dovuta alla risposta dei neuroni attivata dalla stimolazione sonora, infatti, da studi effettuati da Zwisloscki (1965) è apparso che la risposta del nervo acustico non dipende dall'intensità del suono. Quindi, ci si aspetta che la loudness di un tono breve sia una frazione della loudness dello stesso tono più lungo (M.Florentine et al., 1996). Portando su un grafico le curve di loudness dei due toni si osserva che la funzione di loudness del tono breve è traslata in verticale (verso il basso) rispetto a quello lungo, così, come è indicato dalla figura n°1.4, la distanza verticale tra i due grafici è costante, mentre, quella orizzontale dipende dall'intensità e ciò non fa altro che confermare che la loudness cresce più lentamente a livelli moderati rispetto agli alti.



**Figura n°1.14:** Curve di loudness per due toni uguali ma di durata diversa. Le curve evidenziano la funzione di loudness di due toni di durata rispettivamente di 5 e 200ms, si osserva che la funzione di loudness del tono breve è traslata in verticale (verso il basso) rispetto al tono lungo di una quantità costante ed indipendente dall'intensità dello stimolo sonoro confermando che la loudness del tono breve è una frazione di quello lungo. La distanza orizzontale tra le due curve non è costante ma dipende dall'intensità dello stimolo sonoro e ciò conferma che la loudness cresce più lentamente alle basse intensità. Mentre la linea tratteggiata rappresenta l'andamento della loudness determinata da Zwislocki (1965) (M.Florentine et al., 1996).

La figura n°1.5b mostra, gli effetti della frequenza sull'integrazione temporale.



**Figura n°1.15:** Andamento dell'intensità del segnale sonoro in funzione della lunghezza dello stimolo. La figura mostra come l'intensità del tono puro dipende dalla durata dello stimolo. infatti l'asse delle ordinate corrisponde alla differenza d'intensità (in dB SPL) tra il tono di durata x ms e il tono di durata 512 ms. Si osserva come all'aumentare della lunghezza del tono, la differenza diminuisce fino a diventare pressoché nulla intorno ai 300 ms.

Infine la figura n°1.6 mostra, l'andamento della differenza di intensità di due toni della stessa frequenza ma di durata diversa. Dal grafico si evince come alle basse intensità la differenza temporale incide all'incirca con 12 dB di differenza d'intensità che possono diventare 18 dB aumentando l'intensità dei segnali in esame.

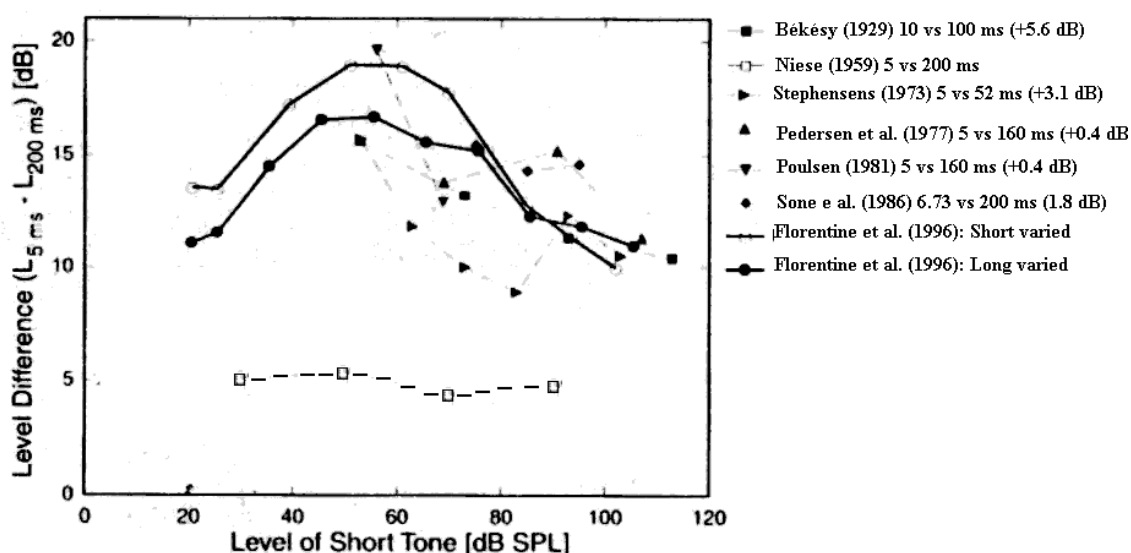


Figura n°1.16: Differenza di intensità di due toni uguali ma di durata diversa in funzione dell'intensità del tono più corto (M.Florentine et al., 1996).

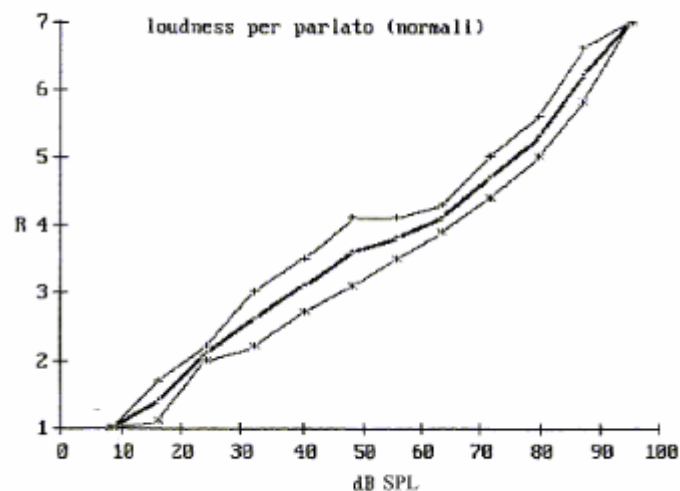
## § 1.6 Misura di loudness

Come già più volte accennato, la loudness è un aspetto psicologico legato al segnale sonoro d'ingresso. Questo implica che non può essere misurato dal punto di vista fisico in quanto è una grandezza soggettiva. Fra i metodi di misura della loudness, utilizzati dalla psicoacustica classica, il più conveniente, per studi di tipo clinico, sembra essere quello basato sulle stime categoriche (Gottermeier et al., 1991; Pluvinaige, 1988). Il metodo consiste in un vero e proprio test che prevede la presentazione di stimoli sonori. Gli stimoli (toni puri, rumore a banda stretta) sono presentati a 10-12 livelli di intensità, equi-spaziati entro il campo di udibilità, scalati fra la soglia minima e la soglia individuale di fastidio. Per ogni livello il soggetto deve pronunciarsi sulla

sensazione di loudness evocata da quel determinato stimolo. La scelta viene fatta fra sette categorie<sup>6</sup>:

1. molto debole;
2. debole;
3. medio;
4. confortevole;
5. confortevole ma leggermente forte;
6. forte;
7. troppo forte.

L'ordine di presentazione dei livelli è casuale e ciascun livello è presentato almeno due o tre volte.



**Figura n° 1.17: crescita di loudness per un tono a 1000Hz. Le ordinate rappresentano la risposta dei soggetti nella scala a sette punti (Prosser & Rosignoli, 1998).**

La funzione che lega livelli di intensità e punteggi di sensazione soggettiva rappresenta la crescita della loudness. Dalla figura si osserva come la crescita di loudness valutata, è caratterizzata da una funzione esponenziale del tipo:

---

<sup>6</sup> Detta scala a sette punti, in realtà vi sono anche scale che prevedono più punti, tutti portano alla stessa curva di loudness.

$$Y = a * \exp (bx) \quad (1.10)$$

dove  $X$  è il livello di intensità dello stimolo,  $b$  una costante.

## § 1.7 Effetti del Danno Cocleare sulla Percezione della Loudness

In letteratura è noto che la trasduzione dell'energia meccanica, associata alle vibrazioni sonore, in impulsi elettro-neurali codificati del segnale sonoro in impulsi neurosensoriali è un complesso meccanismo anatomico fisiologico espletato dall'orecchio in cui la coclea ricopre un ruolo fondamentale.

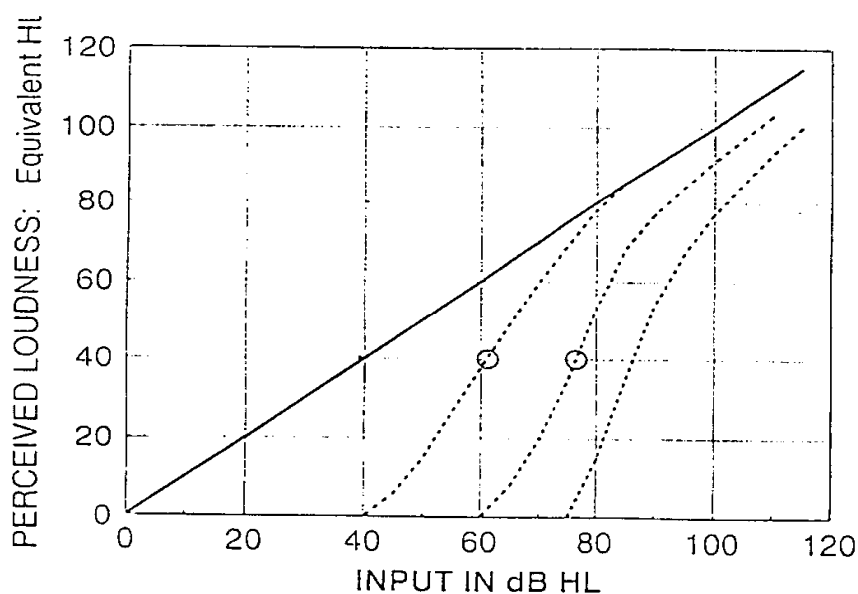
Il funzionamento della coclea dipende da un meccanismo attivo basato sull'integrità delle cellule cigliate esterne (CCE) ed interne (CCI). Questo meccanismo comporta l'applicazione di forze tangenti alla membrana basilare (MB). Quando le cellule cigliate sono danneggiate, il meccanismo tende a diminuire di efficienza o ad essere perso completamente, con conseguente perdita di sensibilità ai suoni bassi ed alti riducendo, così, il range dinamico del soggetto.

L'orecchio di un normoudente ha una vibrazione della MB non lineare, ossia le vibrazioni non sono direttamente proporzionali all'intensità del segnale. Questo implica una compressione non lineare, cioè, un ampio campo di livelli sonori d'ingresso è compresso in un ristretto campo di risposte della MB (Moore, 1992). Anche la loudness è influenzata da questo fattore, infatti, tutti i soggetti sofferenti per danno uditivo cocleare, mostrano una diminuzione di loudness e il comportamento dipende se il danno è dipendente dalle CCI o CCE. In entrambi i casi, si ha una riduzione del campo dinamico. Infatti il primo effetto di una ipoacusia è l'innalzamento della soglia e nel caso in cui la perdita è dovuta anche dalle CCE si ottiene una diminuzione della soglia del dolore.

Generalmente, per gli ipoacusici, quando si aumenta il livello sonoro di un suono, al di sopra della soglia assoluta, l'andamento di crescita della loudness rispetto alla crescita del segnale sonoro è maggiore di quella di un normoudente. Quando il livello sonoro è sufficientemente elevato, in

genere intorno ai 90 dB SPL, la loudness raggiunge il suo “normale” valore ed è per questo motivo che un suono appare ugualmente forte sia per un normoudente che per un soggetto con perdite uditive. In altri termini, la normale gradualità della crescita della sensazione, che nei normoudenti avviene fra 0 e 120 dB, nelle cocleopatie viene amputata sul versante delle basse intensità. Ne consegue, che tutto ciò che viene percepito al di sopra della soglia, viene compresso fra la soglia (innalzata) ed il limite uditivo superiore (soglia del fastidio o del dolore) che rimane analogo a quello dei normoudenti. Tali condizioni di compressione percettiva sono di solito definiti come fenomeni di recruitment (Prosser & Rosignoli, 1998).

Questi effetti possono anche essere descritti come variazioni della dinamica uditiva. Tipicamente, nelle cocleopatie, il limite inferiore del campo dinamico è innalzato, mentre il limite superiore è all'incirca invariato, quindi, il campo uditivo dinamico è ridotto. Il tutto è rappresentato nel grafico seguente.



**Figura n°1.18:** Funzione di crescita della loudness in funzione dell'intensità di stimolazione. Dalla figura si osserva come la soglia dei soggetti ipoacusici si innalza rispetto ad un normoudente e come anche la crescita di loudness sia diversa.

Nella figura n°1.8, la linea retta corrisponde all'andamento della loudness in un soggetto normoudente, è un andamento teorico in quanto si presuppone che un normoudente percepisca

perfettamente l'intensità dei suoni; le linee tratteggiate corrispondono a soggetti con problemi cocleari.

## § 1.8 Modelli Matematici di Loudness

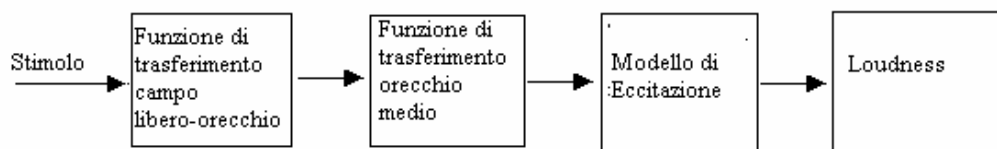
In letteratura esistono numerosi modelli matematici per la loudness e la maggior parte di essi sono un'evoluzione del modello sviluppato da Zwicker & Scharf nel 1965. Con questo modello è possibile determinare la loudness (in son) in funzione dell'intensità del segnale sonoro e la relazione è descritta dalla seguente equazione:

$$N = 10^{-3} \left( 10^{\frac{5}{2}} \frac{I}{I_0} + 1 \right)^{\frac{2}{3}} \frac{I}{I_0} \quad (1.10)$$

Avendo indicato con  $I$  l'intensità dello stimolo sonoro e con  $I_0$  l'intensità di riferimento pari a  $10^{-12} \text{W/m}^2$ .

Utilizzando il modello di Zwicker si osserva che la loudness tende a zero per  $I$  che tende a zero. In pratica, però, all'interno dell'orecchio sono presenti dei rumori che incidono sulla percezione della loudness e fanno sì che la loudness è diversa da zero per  $I$  uguale a zero (Moore, 1986).

La maggior parte dei modelli attuali seguono il seguente schema:



**Figura n°1.19: Schema a blocchi del modello di loudness.**

Nello schema s'introduce il concetto di modello d'eccitazione, cioè, come già accennato, la loudness dipende dalle aree cocleari che sono eccitate dallo stimolo sonoro e precisamente dai neuroni attivati dallo stimolo. Un metodo per definire il modello d'eccitazione è quello dei filtri



cocleari (filtri Bark), sapendo che la coclea è tonotopica, è possibile suddividere la coclea in filtri passa banda con banda passante data dalla seguente formula (Moore et al.,1997):

$$W(g) = (1 + p * g) * e^{-p * g} \quad (1.11)$$

Con  $g$  variabile di normalizzazione e pari a:

$$g = \frac{|f - f_0|}{f_0} \quad (1.12)$$

$f_0$  frequenza centrale del filtro che dipende dall'area cocleare stimolata, cioè  $f_0$  è il valore che la mappa tonale (cfr. § 1.5) associa a quella determinata porzione di coclea eccitata dallo stimolo sonoro. Mentre  $p$  è un parametro con il quale è possibile determinare la larghezza di banda.

Si definisce ERB il rettangolo equivalente alla larghezza di banda del filtro cocleare (Moore, 1986), cioè, l'ERB rappresenta l'area sottostante il filtro cocleare ed è quindi una quantità dipendente dalla frequenza centrale del filtro:

$$ERB = 4 \frac{f_0}{p} \quad (1.13)$$

In pratica ERB di un segnale sonoro è dato:

$$ERB = 6,23 f^2 + 93,39 f + 28,52 \quad (1.14)$$

Quest'equazione è valida solo per segnali d'intensità medie (Moore, 1986).

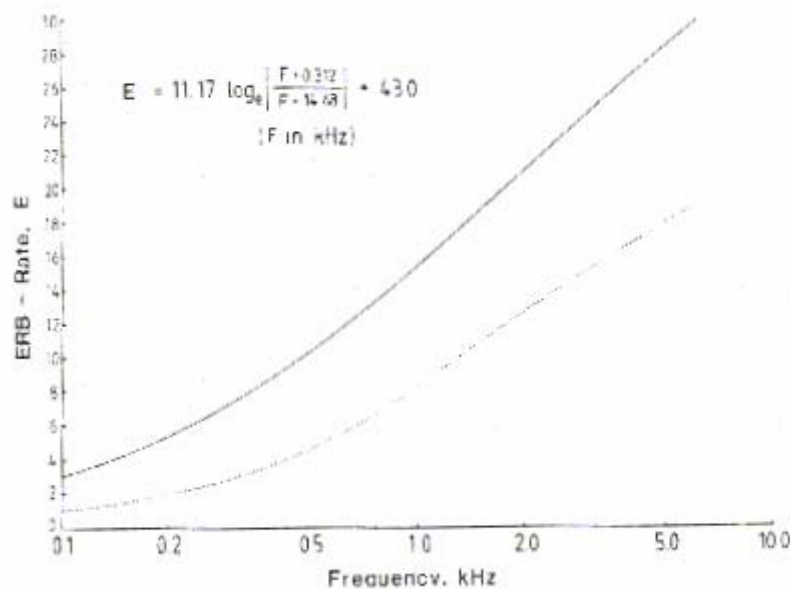
Per misurare l'eccitazione dovuta ad un determinato stimolo sonoro, si paragona la stimolazione prodotta dal segnale d'ingresso con quella generata da toni puri aventi la stessa frequenza e

intensità. Così facendo, l'eccitazione di uno stimolo è data dalla somma dell'eccitazione dei toni che lo compongono.

Infine, per passare da un modello di eccitazione ad un modello di loudness bisogna misurare la stimolazione prodotta dallo stimolo sonoro (Moore et al.,1997):

$$E = n^{\circ}ERB = 11,17 \ln \left| \frac{(f + 0,312)}{(f + 14,675)} \right| + 43 \quad (1.15)$$

La costante 43 è scelta in modo che  $E=0$  per  $f=0$ . In figura è indicato l'andamento di  $E$  in funzione della frequenza.



**Figura n°1.20: Andamento del ERB in funzione della frequenza.**

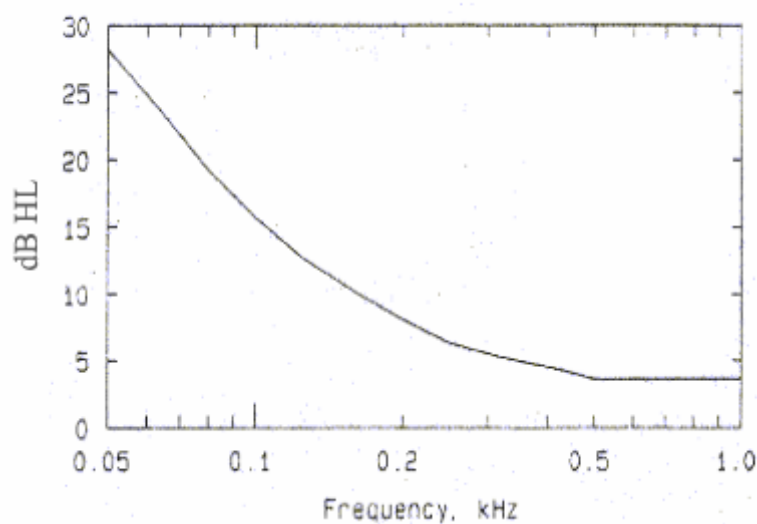
La relazione tra loudness  $N$  (in son) e il modello di eccitazione dipende sia dall'intensità sia dalla frequenza dello stimolo. Per livelli sonori prossimi alla soglia, la relazione è (Moore et al.,1997):

$$N = C [(G * E_{sig} + A)^{\alpha} - A^{\alpha}] \quad (1.16)$$

Con  $C, A, G$  e  $\alpha$  costanti ( $\alpha < 1$ ).

La costante  $C$  è determinata in modo tale che la loudness di un tono di 1 KHz a 40 dB HL sia uguale a zero.

La costante  $A$  dipende dalla frequenza dello stimolo, per frequenze uguali o maggiori a 500Hz si assume  $A$  uguale al doppio del picco di eccitazione prodotto da un tono puro alla frequenza del segnale sonoro e a livello di soglia, questo livello è indicato con  $E_{thr}$ .



**Figura n°1.21: Livello di eccitazione in funzione della frequenza dello stimolo sonoro.**

Il termine  $G$  è utilizzato come amplificatore cocleare e rappresenta il livello minimo dell'amplificazione ad una data frequenza.

I valori di  $A$  e  $\alpha$  sono determinati in funzione di  $G$  ed imponendo le seguenti condizioni

(Moore et al.,1997):

1. per frequenze superiori o uguali a 500 Hz,  $\alpha = 0,2$  mentre  $A = 2 * E_{thr}$ . Per qualsiasi frequenza dello stimolo si considera influente l'amplificazione per segnali d'intensità pari a 100 dB SPL. Concludendo, per intensità prossime ai 100 dB e per frequenze

superiori ai 500 Hz, la  $E_{thr}$  è pari a 2,31 quindi, in queste condizioni, la loudness specifica è  $N=4,62$  son;

2. si assume che il valore della loudness specifica di un tono al livello di soglia è indipendente dalla frequenza ( $E_{sig} = E_{thr}$ ) e la loudness è pari a  $N=0,00537$  son.

Queste due condizioni rappresentano le condizioni al contorno dell'equazione 7 e si ottengono i seguenti grafici corrispondenti all'andamento di  $\alpha$  e  $A$  in funzione di  $G$ .

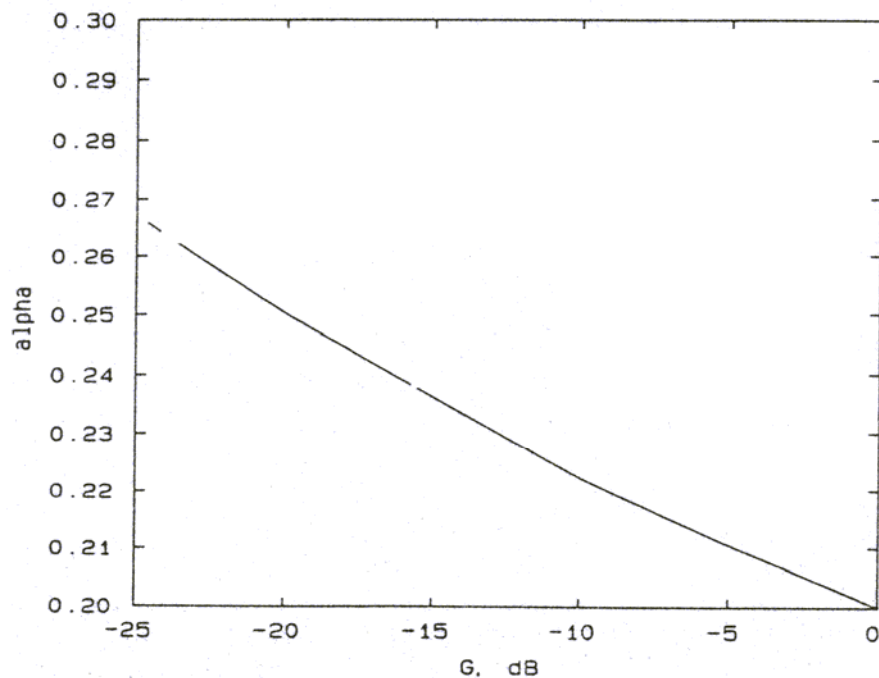
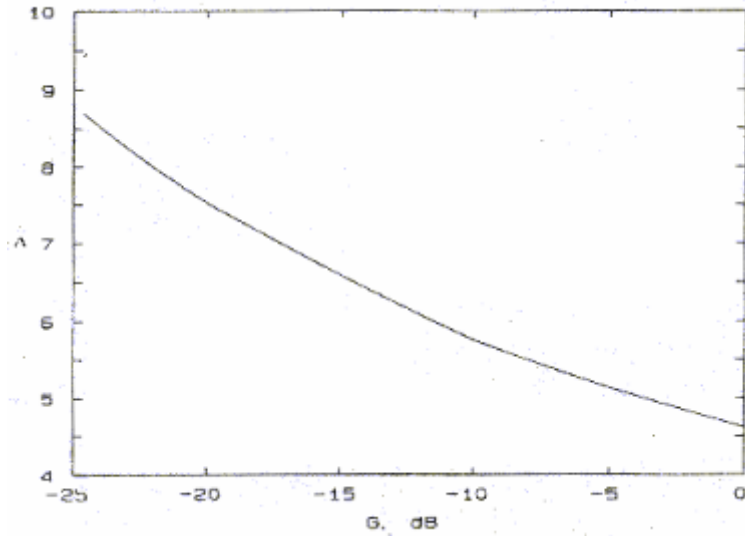


Figura n° 1.22: Dipendenza di  $G$  dal parametro  $\alpha$ .



**Figura n°1.23: Andamento della G in funzione**

Per stimoli al di sotto della soglia ( $E_{sig} < E_{thr}$ ) la loudness decresce più rapidamente rispetto all'equazione 7 ed è quindi rappresentata dalla seguente equazione (Moore et al.,1997):

$$N = C \left[ \frac{2E_{sig}}{E_{sig} + E_{thr}} \right]^{\frac{3}{2}} * \left[ (G * E_{sig} + A)^{\alpha} - A^{\alpha} \right] \quad (1.17)$$

Infine per stimoli superiori ai 100 dB si ha (Moore et al.,1997):

$$N = C \left( \frac{E_{sig}}{1,04 * 10^6} \right)^{\frac{1}{2}} \quad (1.18)$$

La costante  $1,04 * 10^6$  è utilizzata per ottenere una continuità con le funzioni di loudness precedentemente determinate.

Concludendo, per misurare la loudness di un segnale sonoro, è possibile utilizzare una delle tre equazioni precedentemente esposte, applicando il seguente schema che si rifà al livello di eccitazione prodotto dal segnale sonoro:

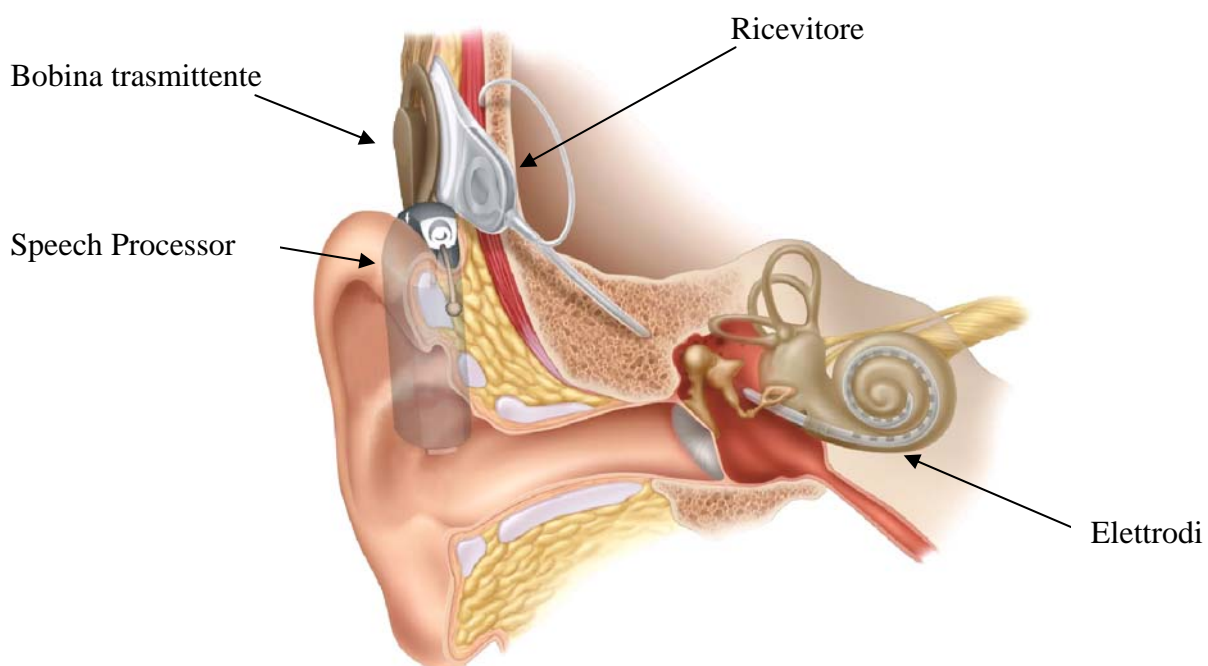
$$10^{10} > E_{sig} > E_{thr} \Rightarrow \text{equazione n°1.16}$$

$$E_{sig} < E_{thr} \Rightarrow \text{equazione n}^\circ 1.17$$

$$E_{sig} > 10^{10} \Rightarrow \text{equazione n}^\circ 1.18.$$

## Capitolo II: “Impianti Cocleari”

Fino ad alcuni anni fa l'unica possibilità di recupero delle ipoacusie neurosensoriali era rappresentata dalla protesi acustica. Con l'avvento della tecnologia digitale e la maggiore conoscenza del sistema uditivo ha permesso la realizzazione di dispositivi elettronici in grado di evocare sensazioni uditive e, in alcuni casi, il recupero “totale” dell'udito in particolare ipoacusie neurosensoriale profonde, che non riscontrano benefici con le protesi acustiche tradizionale. Infatti, le ipoacusie neurosensoriali profonde hanno, generalmente, un basso recupero uditivo con l'ausilio di protesi acustiche in quanto, queste, non riescono a sopperire alla mancanza o al mal funzionamento delle cellule ciliate responsabili dell'ipoacusie in oggetto. In questi casi trova indicazione l'impianto cocleare (IC). L'IC è un dispositivo che trasduce i suoni in segnali elettrici che, opportunamente codificati, sono portati via cavo a stimolare le terminazioni del nervo acustico all'interno della coclea.



### Figura 2.1: Impianto cocleare.

La stimolazione elettrica è in grado di evocare nel soggetto sensazioni sonore e si prefigge, pertanto, di sostituire la funzione delle cellule ciliate. Così facendo, si permette al nonudente profondo o totale di percepire dei segnali sonori che gli consentono di ritornare, dopo adeguato training riabilitativo, in rapporto acustico con l'ambiente e con le altre persone. Gli studi fino ad ora condotti non hanno evidenziato nessun effetto collaterale alla stimolazione elettrica del nervo acustico.

In realtà la stimolazione elettrica dell'orecchio ha radici antiche, infatti, il primo esperimento di questo tipo, noto alla letteratura scientifica, risale al 1800 e fu condotto da Alessandro Volta, il quale inserì all'interno del proprio orecchio due barrette metalliche connesse ad una batteria di 30-40V ricavandone una sensazione come di *“un bollire di liquido denso”*.

In generale l'IC è costituito da:

- Microfono, che raccoglie il segnale acustico e lo converte in segnale elettrico;
- Speech processor, che elabora il segnale elettrico;
- Sistema di bobine trasmittente e ricevente, che permette la comunicazione tra il processore esterno e la parte interna (impianto), la quale è impiantata chirurgicamente all'interno della cute e riceve l'informazione dal trasmettitore attraverso onde radio;
- Elettrodi, che stimolano i neuroni per l'invio dell'informazione ai centri nervosi. Gli elettrodi sono inseriti all'interno della coclea.





**Figura n°2.2: Speech Processor.**

I moderni IC sono costituiti da più elettrodi (array di elettrodi), ad ogni elettrodo o coppia di elettrodi (a seconda del tipo di stimolazione) è associata una determinata banda dello spettro sonoro (canale) consentendo al dispositivo di sfruttare l'intera mappa tonale del sistema uditivo.



**Figura n°2.3: Elettrodi interni**

Gli elettrodi sono posizionati all'interno della coclea, e la stimolazione di essi dipende dalla frequenza del segnale d'ingresso ed è legata all'algoritmo di elaborazione dello speech processor.



**Figura n°2.4: Bobina interna**

Generalmente, un elettrodo posizionato verso le aree apicali genera una sensazione di basso pitch, viceversa per gli elettrodi posizionati nelle aree basali, in modo da riprodurre la tonotopicità cocleare.

Da quanto descritto si desume che la loudness del segnale sonoro è generato dalle caratteristiche della stimolazione elettrica, quali intensità e durata dell'impulso elettrico nonché dalla frequenza di stimolazione. La loudness dipende dal numero di fibre attivate e dalla loro frequenza di attivazione, stimolando un gran numero di fibre il suono è percepito forte e poiché il numero di neuroni attivati dipende dalle caratteristiche elettriche del segnale di stimolazione, si può controllare la loudness del segnale sonoro agendo proprio su queste caratteristiche.

Generalmente gli impianti cocleari si differenziano:

- per la diversa strategia adottata nell'elaborazione del segnale elettrico;
- dai diversi tipi di elettrodi utilizzati.

In questo capitolo si descriveranno le caratteristiche principali degli IC, trattando sia le componenti tecniche sia gli algoritmi di trasduzione del segnale sonoro in impulsi elettrici.

## § 2.1 Gli Elettrodi

Per evitare che la stimolazione elettrica interna alla coclea rilasci metalli o materiali tossici per i tessuti neurali, gli elettrodi sono costruiti di materiale nobile.

In generale, quando un elettrodo in stimolazione è immerso in una soluzione si genera un processo che trasforma l'energia elettrica in energia chimica, questo fenomeno prende il nome di elettrolisi. Infatti, quando un ione positivo entra in contatto con l'elettrodo negativo, (il catodo in questo caso) strappa ad esso elettroni e subisce una reazione di riduzione. Quando un ione negativo entra in contatto con l'elettrodo positivo (l'anodo in questo caso) cede ad esso i suoi elettroni e subisce una reazione di ossidazione.

Il conduttore utilizzato è il platino (Pt). Il Pt è un materiale nobile, ma è stato dimostrato che, per determinate stimolazioni elettriche, rilascia una sostanza tossica per il tessuto cocleare (Clark, 2003). Quando gli elettrodi a Pt sono immersi nella perilinfa, il prodotto tossico e la percentuale di metallo perso dipende dal tipo di configurazione dell'elettrodo (positivo o negativo).

Infatti, nel caso di elettrodo positivo ( $Pt^{+1}$ ), gli ioni ossidrili ( $OH^{-1}$ ) si combinano con i  $Pt^{+1}$  rilasciando ossigeno sotto forma di gas, diminuendo, così, il pH della perilinfa rendendola più acida. L'ossigeno si combina con gli ioni di cloruro ( $Cl^{-1}$ ) dando vita ad ossidazioni ( $ClO^{-1}$   $ClO_3^{-1}$  ecc.) che risultano tossiche per le fibre del nervo acustico.

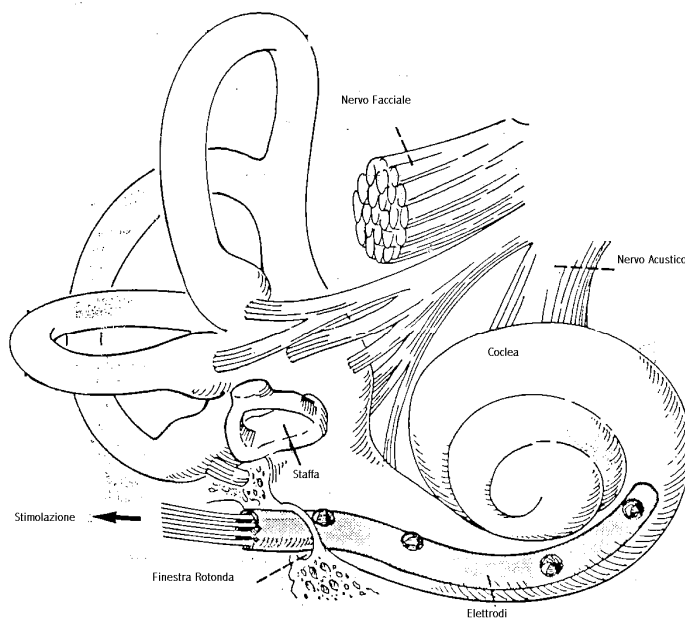
Nel caso di elettrodo negativo, gli ioni  $Pt^{-1}$  si combinano con gli ioni  $H^{+}$  che sono assorbiti e rilasciati sotto forma di idrogeno  $H_2$  rendendo il pH della perilinfa più alcalino. Come si vedrà nel paragrafo § 2.2 è possibile eliminare gli effetti tossici utilizzando la stimoli elettrici bifasici.

Come già accennato, gli elettrodi sono posizionati in prossimità delle fibre acustiche in modo da emulare il funzionamento della coclea per la codifica tonotopica. Sfruttando la conoscenza della mappa tonale umana, è stato possibile realizzare una relazione tra la posizione degli elettrodi in funzione della frequenza centrale dei canali. Tale relazione dipende, ovviamente, dal numero di

elettrodi costituenti l'IC e nel caso di un impianto ad otto canali, si ottiene la seguente relazione (A.Faulkner et al., 2000):

$$f = 164.5 * (10^{0.06x} - 1)$$

Dove  $f$  rappresenta la frequenza centrale del canale e  $x$  la distanza in mm dell'elettrodo dalla base della coclea<sup>7</sup>. Ad esempio, posizionando un elettrodo a 10 mm dalla base si stimola l'area cocleare dei 490 Hz.



**Figura n°2.5: Elettrodi inseriti.**

In linea di principio, il numero di elettrodi e la loro distanza incidono sulla risoluzione della codifica tonotopica. In pratica la codifica dipende da due fattori fondamentali:

1. dal numero di neuroni che possono essere stimolati in una particolare area della coclea;
2. dall'area eccitata dalla stimolazione elettrica.

Nel caso in cui il numero di neuroni funzionanti è elevato, allora un aumento degli elettrodi attivi comporta un miglioramento della codifica tonotopica, viceversa, però, se il numero di neuroni

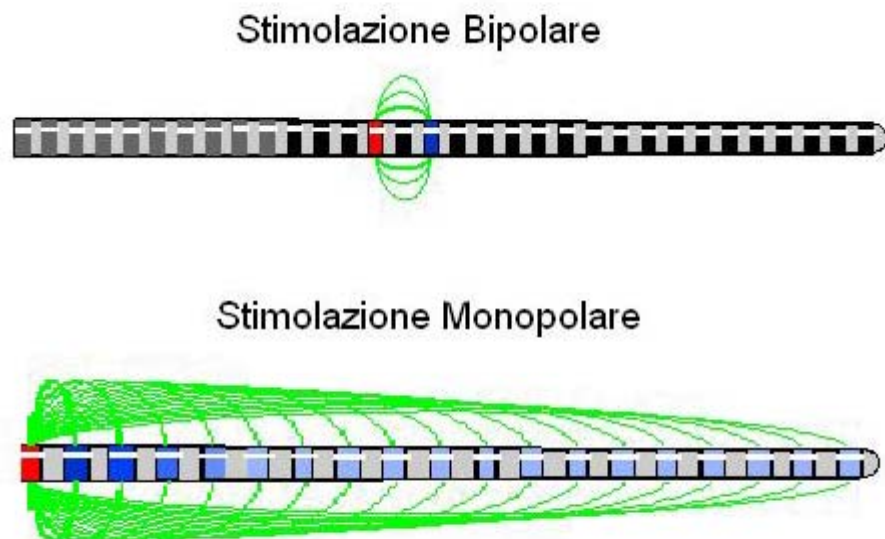
<sup>7</sup> La lunghezza media della membrana basilare è di 35 mm (A.Faulkner et al., 2000).

è esiguo allora ad un aumento del numero di elettrodi potrebbe non corrispondere a un miglioramento della percezione acustica.

La stimolazione elettrica, genera dei campi elettromagnetici che possono interagire generando effetti di sommazione che potrebbero dare luogo a sovrastimolazione o sottostimolazione. Tale fenomeno prende il nome di interazione elettromagnetica ed è uno dei fattori predominanti che limitano la frequenza di stimolazione.

Il problema dell'interazione tra gli elettrodi nasce soprattutto se si utilizzano gli elettrodi in configurazione monopolare. Nella configurazione monopolare, è presente un unico elettrodo di riferimento per tutti i canali dell'impianto e, come si osserva dalla figura seguente, i singoli campi interagiscono tra di loro dando luogo all'interazione elettro-magnetica.

Utilizzando una configurazione bipolare, quando cioè l'elettrodo attivo è posto in prossimità di quello di riferimento, si genera un piccolo campo di dipolo elettrico riducendo così le ampiezze dei campi elettrici e, quindi, le interazioni (Sclin, 2001).



**Figura n° 2.6: Modelli di Stimolazione**

Con ciò non si vuole affermare che la configurazione bipolare sia migliore rispetto a quella monopolare, infatti, si osserva un'ampia variabilità fra i soggetti utilizzando l'una o l'altra configurazione.

Negli ultimi anni si è sviluppata una strategia di stimolazione che sfrutta il principio dell'interazione elettromagnetica per realizzare canali virtuali intermedi a quelli reali. Ovvero, attivando due elettrodi adiacenti l'effetto di sommazione dei campi magnetici eccita un'area intermedia tra i due elettrodi reali. Conoscendo e controllando l'intensità di stimolazione è possibile definire dei canali virtuali compresi tra due elettrodi adiacenti.

## **§ 2.2 Modelli di Stimolazione**

In generale, all'elettrodo è inviato un segnale elettrico derivante dal segnale acustico d'ingresso. I modelli di stimolazione si possono suddividere in due tipi, pulsati o analogici. Indipendentemente dai modelli di stimolazione, il segnale sonoro è suddiviso in funzione del contenuto frequenziale utilizzando o un banco di filtri passa-banda o una trasformata di Fourier.

La trasformata di Fourier è una funzione matematica in grado di suddividere il segnale in un insieme di sinusoidi che la compongono. Con questo operatore è possibile definire il contenuto frequenziale di un segnale.

Un filtro è un dispositivo software e/o hardware (realizzato con l'ausilio di elementi passivi e attivi quali resistenze, capacità, induttanze, diodi, transistori ecc.) dotato di caratteristiche selettive nei confronti dei segnali a diverse frequenze. L'intervallo di frequenze entro cui il segnale d'ingresso del filtro non subisce attenuazione, nè distorsioni è detto banda passante. I filtri si suddividono in:

- Filtri passa-basso: ha un guadagno costante da 0 Hz fino alla frequenza di taglio (caratteristica del filtro), la larghezza di banda coincide con la frequenza di taglio;
- Filtro passa-alto: ha un guadagno costante dalla frequenza di taglio in su;

- Filtro passa-banda: ha una banda passante compresa tra una frequenza di taglio inferiore ed una superiore;
- Filtro escludi banda: ammette due bande passanti, una tra 0 Hz e la frequenza di taglio inferiore e un'altra dalla frequenza di taglio superiore in su.

Nella stimolazione analogica, il segnale sonoro suddiviso nei singoli canali e tradotto in segnale elettrico di tipo sinusoidale, è inviato simultaneamente agli elettrodi. Il vantaggio di questa strategia è che al sistema nervoso giunge l'intero spettro sonoro. Di contro, però, inviando simultaneamente gli stimoli a tutti gli elettrodi, si vengono a creare delle interazioni di tipo elettro-magnetiche tra i singoli canali e quindi si possono stimolare in modo errato le fibre. Con le normali correnti di stimolazione (dai 20 ai 140 mA) si osserva, con questa strategia, una sovra-stimolazione del nervo acustico che spesso provoca una contrazione del nervo faciale.

Nella stimolazione pulsata, l'informazione è inviata agli elettrodi utilizzando un insieme ristretto di impulsi. L'ampiezza di tali segnali dipende dall'onda sonora d'ingresso e precisamente dall'involuppo<sup>8</sup> del segnale sonoro entrante in ogni singolo canale. Per ridurre gli effetti dell'interazione elettro-magnetica, i segnali non sono inviati simultaneamente a tutti i canali ma rispettano una strategia tale da rendere massima la distanza tra gli elettrodi attivati, così facendo si evitano le interazioni tra i singoli campi magnetici generati dagli elettrodi adiacenti permettendo, così, la depolarizzazione dell'area stimolata.

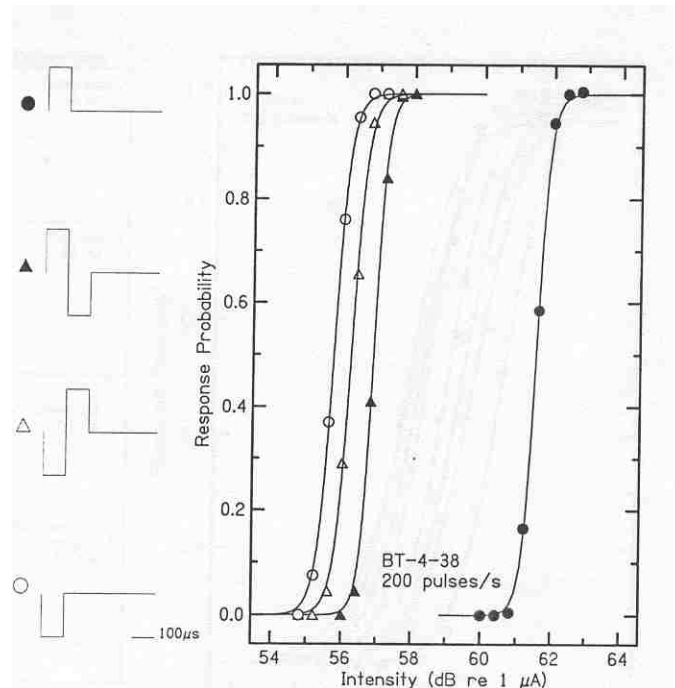
Anche la frequenza e l'intensità del segnale influiscono in maniera consistente sulla performance dell'impianto, infatti, si è osservato un variazioni delle prestazioni al variare dei parametri.

Un altro elemento fondamentale nella strategia impulsiva è la forma del segnale di stimolazione. Con un impulso si abbassa la soglia uditiva del soggetto rispetto ad un'onda quadra (Shepherd & Javel, 1999). Questo perché la fase addizionale dell'onda quadra provoca una riduzione delle

---

<sup>8</sup> Con il termine **involuppo** ci si riferisce all'andamento del suono nel tempo. La forma d'onda di un suono è circoscritta da una curva che descrive l'andamento dell'ampiezza. Data la simmetria della forma d'onda, se ne considera, ai fini della valutazione dell'involuppo, la sola parte positiva

cariche compressive cedute alla membrana. Dalla figura 2.7 si evidenzia come anche il tipo di impulso influenza la soglia di udibilità, infatti, con impulso negativo si ottengono migliori risultati rispetto ad uno positivo. Non meno importante è la durata dell'impulso, con impulsi stretti si ottiene abbassamento della soglia.

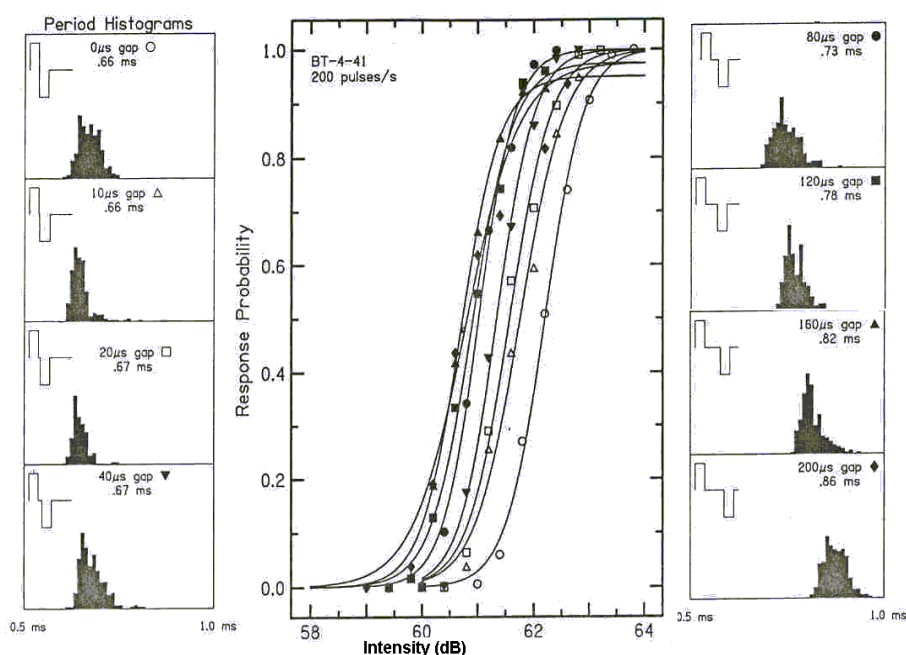


**Figura n°2.7: Soglia del canale apicale sottoposta ad una stimolazione impulsiva. Variando il tipo di stimolazione elettrica dei soggetti impiantati e misurando la soglia del canale stimolato, si osserva come la soglia dipende dal tipo di segnale elettrico. Gli impulsi negativi abbassano la soglia dei soggetti impiantati (tutti i soggetti percepiscono lo stimolo ad una intensità pari a 56 dB).**

Nonostante gli impulsi risultino più efficaci di un'onda quadra, quest'ultima è solitamente preferita. Infatti, per quanto accennato nel paragrafo §2.1, durante la fase positiva il microfenomeno dell'elettrolisi genera una presenza di ioni Pt che rende la perilinfia tossica per i tessuti neurali. Nella fase negativa, si rende il pH della perilinfia più alcalina. In entrambi i casi si deteriorano i tessuti neurali. Utilizzando un'onda quadra, durante la fase negativa si riduce la concentrazione di Pt che può essere ancora ridotta aumentando la superficie dell'elettrodo, ottenendo di conseguenza una diminuzione della concentrazione di carica e, quindi, si riduce la tossicità. Nel caso in cui le stimolazioni non siano elevate, la reazione è completamente reversibile e quindi l'alternarsi della polarità elimina la tossicità (Clark, 2003).



Studiando la soglia dei soggetti impiantati sottoposta alla stimolazione ad onda quadra del canale apicale dell'impianto, si osserva un miglioramento di prestazione del soggetto se si introduce un ritardo (gap) tra la fase positiva e quella negativa dell'onda (figura 2.6). Si osserva, inoltre, come un'onda quadra con gap di 100  $\mu$ s raggiunge le prestazioni di un impulso di pari intensità (figura 2.8). Questa "anomalia" è dovuta al tempo impiegato dalla membrana per depolarizzarsi e 100  $\mu$ s è risultato il tempo minimo (Shepherd & Javel, 1999).



**Figura n°2.8: Soglia del canale apicale sottoposta ad una stimolazione elettrica ad onda quadra. Si osserva come al variare del gap varia la soglia dei soggetti impiantati, ottenendo una diminuzione della soglia per un gap pari a 100  $\mu$ s.**

Gli stimoli così costruiti prendono il nome di impulsi bifasici in quanto è possibile modificare la fase dei singoli impulsi (positivo e/o negativo) ed attualmente sono utilizzati da tutte le strategie degli IC ad eccezione di quelle analogiche. L' intensità dell'impulso di stimolazione è dell'ordine dei  $\mu$ A.

## **§ 2.3 Lo Speech Processor**

L'ultima, e forse la più importante, differenza tra i vari impianti cocleari è rappresentata proprio dallo speech processor e più precisamente dalla strategia adoperata dal processore per trasdurre il segnale acustico in stimoli elettrici.

Negli ultimi anni sono state sviluppate diverse strategie, le quali possono dividersi in due grandi categorie distinte:

- Temporali: tende a preservare la forma d'onda dello stimolo, garantendo così il dettaglio delle informazioni temporali.
- Frequenziali: si privilegiano l'estrazione di caratteristiche spettrali rilevanti (formanti) ai fini del riconoscimento del parlato.

In pratica entrambe le strategie garantiscono un buon risultato e in realtà molto dipende dalle caratteristiche del soggetto.

## **§ 2.4 Linee di Trasmissione**

Una volta che gli elettrodi sono impiantati, nasce il problema di come è possibile trasmettere ad essi il segnale proveniente dallo speech processor. Attualmente è possibile comunicare con gli elettrodi attraverso una connessione di tipo transcutaneo.

I primi IC comunicavano con l'impianto interno utilizzando una connessione percutanea, questo tipo di trasmissione è stata del tutto abbandonata in quanto vi è un rischio di infezione dovuta alla presenza di una plug-connection esterna collegata ad una parte interna.



**Figura n°2.9: Connessione transcutanea.**

La trasmissione transcutanea la connessione tra l'elemento esterno e quello interno avviene utilizzando delle onde radio, con una frequenza portante di circa 2-5 MHz. La frequenza portante dipende dal modello dell'impianto e, soprattutto, dal tipo di strategia adoperata dallo speech processor. Per far ciò si utilizzano una bobina trasmittente esterna al cranio, saldamente ancorata alla parete cranica grazie ad un magnete inserito sotto la cute. La bobina ricevente interna è posta in una nicchia scavata all'interno dell'osso mastoideo (in prossimità del padiglione auricolare). Per fare in modo che le due bobine si trovino sullo stesso asse in modo da ottenere la migliore trasmissione dei dati, si posiziona il magnete di sostegno della bobina esterna in modo tale che le due bobine siano coassiali. Dopodiché, la bobina ricevente invia (via cavo) il segnale elettrico agli elettrodi.

## **§ 2.5 Strategia di Codifica di un Impianto Cocleare Multicanale**

Dalla nascita degli IC, ad oggi, sono state sviluppate più strategie atte a migliorare l'apprendimento sonoro per i soggetti portatori di IC. Le prime strategie utilizzavano il principio dello studio frequenziale dello stimolo sonoro, ossia, lo speech processor effettuava una vera e propria analisi del segnale d'ingresso per ricavarne le bande nelle quali si concentrava la massima

energia (per il parlato equivalenti alle aree formantiche). Il valore delle bande determina le intensità di corrente, la frequenza della stimolazione e la selezione degli elettrodi. Con una strategia di questo tipo si ottengono buoni risultati in ambienti di base non rumorosi, mentre in quelli rumorosi, queste strategie falliscono a causa della sovrapposizione del rumore al segnale parlato che rende difficile l'analisi spettrale.

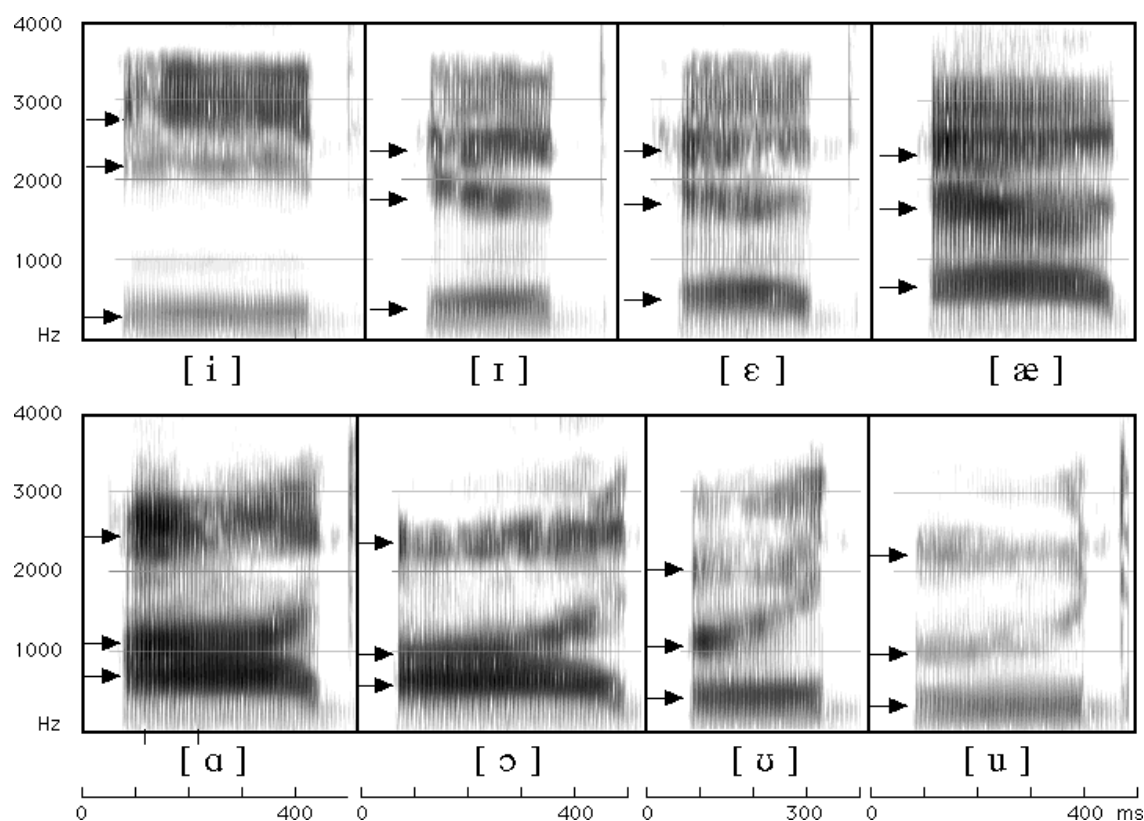
Oggi si utilizzano strategie a campionamento continuo del segnale d'ingresso e sovrastimolando il nervo acustico cercando, in tal modo, di emulare il funzionamento della coclea.

In questo paragrafo si descriverà l'evoluzione delle singole strategie partendo da quelle frequenziali e terminando con quelle temporali.

### ***§ 3.5.1 Cenni di Fonetica***

Il parlato è il principale segnale che un IC deve codificare. Tralasciando le problematiche relative al luogo e modo di produzione del segnale, si limiterà a descrivere le caratteristiche fondamentali per meglio capire il funzionamento di particolari strategie dell'IC.

Il segnale parlato può suddividersi in porzioni sonora e non sonora. Nella categoria sonora rientrano il segnale parlato generato dalle vibrazioni delle corde vocali. Essendo generate da vibrazioni danno luogo, dal punto di vista acustico, a segnali sonori che possono essere definiti quasi periodiche. Cioè se si suddivide il segnale in piccoli intervalli, si evince una periodicità approssimata all'interno in ognuno di essi. In accordo con il principio di Fourier, ogni singolo segnale sonoro è caratterizzato da una propria sequenza di armoniche di cui la prima è detta fondamentale  $f_0$ . Oltre alla frequenza fondamentale, il segnale è caratterizzato da una serie di armoniche multiple intere della fondamentale. Effettuando un'analisi spettrale del segnale vocale si osserva una serie di picchi, corrispondenti alle armoniche, che diminuiscono progressivamente in altezza all'aumentare della frequenza. Le zone frequenziali a maggiore energia sono dette formanti e sono indicate progressivamente con  $f_1$ ,  $f_2$ ,  $f_3$  ecc.. La frequenza fondamentale insieme alle prime due formanti sono sufficienti a caratterizzare il segnale sonoro relativo alle vocali.



**Figura n° 2.10 : spettrogramma delle vocali; le frecce indicano le formanti f0, f1, f2 per ogni singolo segnale**

I segnali non sonori presentano grandi differenziazioni dovute essenzialmente al modo e al luogo di articolazione. In generale, per le consonanti, non ha senso parlare di segnali periodici, in quanto il flusso d'aria, proveniente dai polmoni, entra direttamente nella cavità risonante (la bocca) ed è proprio l'articolazione di questa che ne determina il suono. Per tale motivo, da un punto di vista spettrale, il segnale consonantico è più simile ad un rumore che ad un segnale sonoro e, quindi, non ha senso parlare ne di frequenze fondamentali ne di formanti.

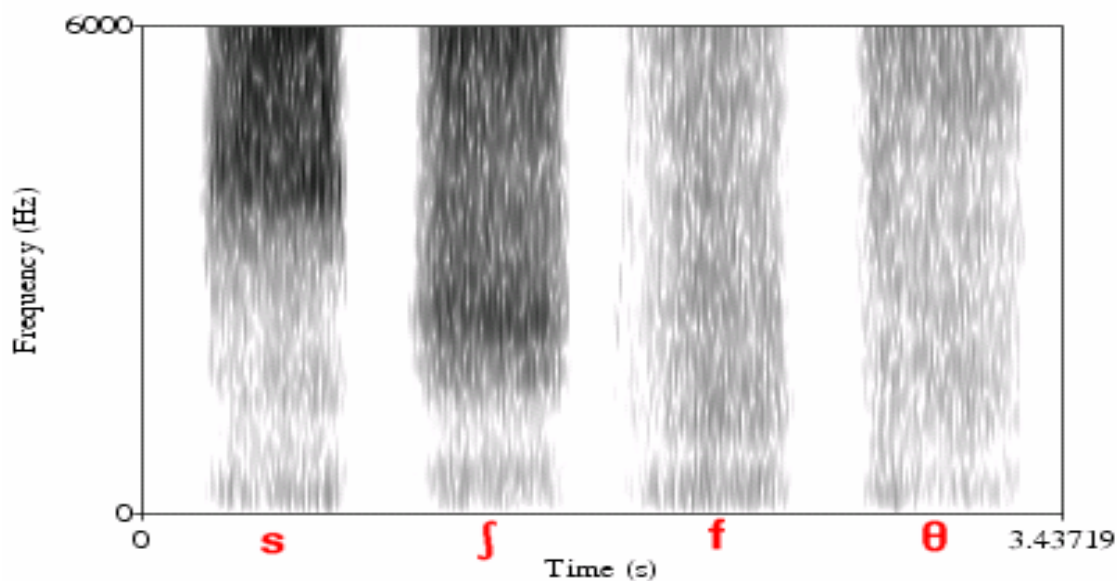


Figura n°2.11 : Spettrogramma delle consonanti fricative (non sonore)

### § 2.5.1 Strategia $F_0 F_2$

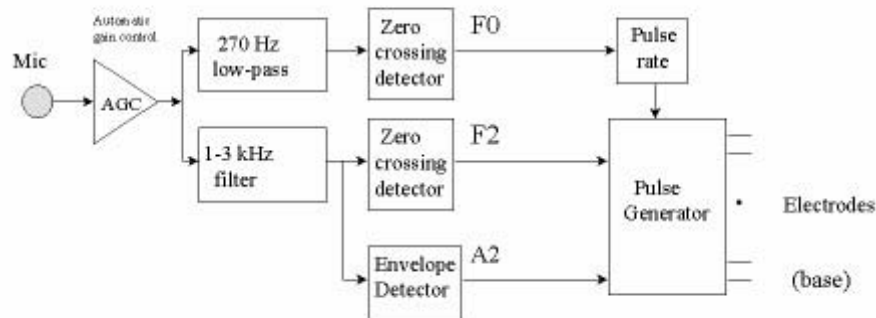
La strategia  $F_0 F_2$  fu sviluppata dalla Nucleus nei primi anni '80. L'algoritmo si basa sull'analisi spettrale dello stimolo sonoro d'ingresso. Infatti, l'impianto che utilizza questa strategia, prevede un microprocessore in grado di determinare la frequenza fondamentale ( $F_0$ ) e la seconda formante ( $F_2$ ) del segnale d'ingresso. La  $F_0$  è determinata applicando il metodo dello zero-crossing all'uscita di un filtro passo-basso di 270 Hz. Per la  $F_2$ , invece, si applica lo zero-crossing all'uscita di un filtro passa-banda di 1000-4000 Hz.

La tecnica dello zero-crossing è normalmente usata in elettronica, matematica ed elaborazione dell'immagine. In termini matematici per zero-crossing si intende il punto in cui la funzione inverte il proprio segno. Nel caso specifico, la tecnica è utilizzata in quanto se il segnale filtrato inverte il proprio segno in intervalli costanti, allora il segnale è periodico e la frequenza corrisponde alla formante.

In base al valore di  $F_2$ , il processore seleziona l'elettrodo appropriato e l'intensità dello stimolo elettrico. Quindi, la  $F_2$  ha la funzione sia di selezionatore di elettrodi sia di intensità dello stimolo.

La F0, invece, è utilizzata per determinare la frequenza di stimolazione degli elettrodi. Poiché la frequenza fondamentale è una caratteristica delle sole vocali, allora in tal caso, la frequenza di stimolazione degli elettrodi è proprio di F0 impulsi/secondo (pps).

Nel caso in cui il segnale è non vocalico la frequenza di stimolazione è fissata a 100 pps.

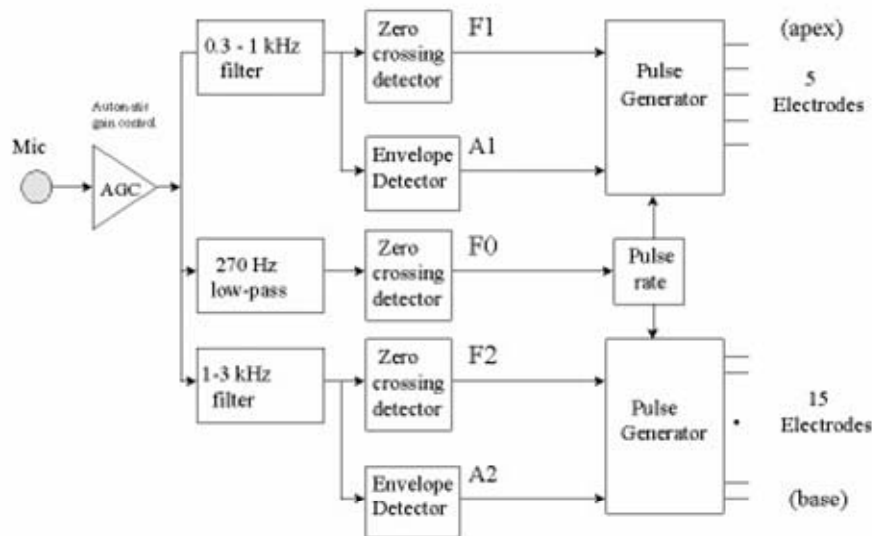


**Figura n°2.12: Schema a blocchi strategia F0 F2**

### **§ 2.5.2 Strategia F0 F1 F2**

La strategia F0 F1 F2 è un'evoluzione della F0 F2. Infatti, oltre a determinare la F0 e la F2, si determina anche la prima formante (F1) del segnale acustico d'ingresso. Dallo schema a blocchi di figura 2.11 si evince il metodo applicato dal microprocessore per determinare le suddette frequenze.

Ogni frequenza rilevata ha una funzione particolare, infatti, i valori delle frequenze F1 e F2 pilotano l'intensità di corrente da inviare agli elettrodi. Precisamente, F1 determina l'intensità di stimolazione dei cinque elettrodi più apicali della coclea, mentre F2 l'intensità di stimolazione degli elettrodi più basali.



**Figura n°2.13: Schema a blocchi strategia F0 F1 F2.**

La durata dello stimolo elettrico è fissata a 200  $\mu$ s. Come nella strategia precedentemente esposta, la F0 determina la frequenza di stimolazione degli elettrodi. Se il segnale d'ingresso corrisponde proprio ad una vocale, allora la frequenza di stimolazione sarà proprio F0 pps, in caso contrario la frequenza di stimolazione sarà compresa tra i 200 e i 300 pps a seconda del processore.

In questa strategia, come nelle successive, è nata l'esigenza di utilizzare in ingresso un controllore automatico di guadagno (AGC), in modo da migliorare l'amplificazione dei suoni deboli e ad aumentare la compressione dei suoni troppo alti.

### ***§ 2.5.3 Il Controllore Automatico di Guadagno (AGC)***

Un AGC non è altro che un amplificatore reattivo (anche detto amplificatore ad anello chiuso) con retroazione negativa. Un amplificatore a reazione è costituito essenzialmente da due parti, un amplificatore operazionale ed un circuito di retroazione.

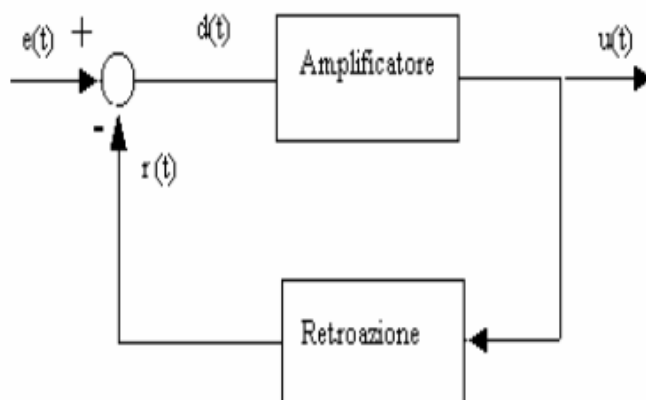
Un amplificatore operazionale, è un amplificatore ad alto guadagno in grado di effettuare il calcolo di funzioni matematiche quali somma, sottrazioni, moltiplicazioni ed integrazioni. Poiché il guadagno di un operazionale è molto alto, solo segnali a bassa intensità e di bassa frequenza sono



amplificati senza distorsione. Per controllare il guadagno dell'amplificatore operazionale bisogna inserire un circuito di reazione (o retroazione) che consiste nel portare in ingresso una parte del segnale di uscita dell'amplificatore. Se il segnale di reazione è sfasato di  $180^\circ$  (invertito di polarità) la reazione si dice negativa in quanto va a sottrarsi con il segnale d'ingresso riducendo così il guadagno (reazione degenerativa). Viceversa, se il segnale di reazione è in fase con il segnale d'ingresso, in tal caso i segnali si sommano e aumenta l'amplificazione. Quindi, la reazione negativa è una reazione che stabilizza il guadagno e aumenta la larghezza di banda a discapito del guadagno globale dell'amplificatore.

Il circuito di retroazione può assumere varie forme a seconda dell'applicazione. Ciò significa che un circuito di retroazione può essere costituito sia da componenti passivi sia componenti attivi e/o da una combinazione dei due.

Generalmente si rappresenta un amplificatore a reazione con due blocchi:



**Figura n°2.14: Schema a blocchi di un amplificatore reazionato.**

Con  $e(t)$  il segnale da amplificare,  $d(t)$  il segnale di comando dell'amplificatore,  $r(t)$  il segnale retroazionato ed infine  $u(t)$  il segnale di uscita.

In un IC l'utilizzo di un AGC è reso necessario poiché il range dinamico del segnale d'ingresso (generalmente ampio) deve essere compresso in un ristretto campo dinamico d'uscita (in un impianto il campo dinamico è all'incirca di 40 dB).

Non è possibile determinare la strategia utilizzata da un AGC di un IC in quanto le ditte produttrici non rilasciano alcuna informazione in merito. Quello che si può immaginare è che vi sia un'amplificazione più alta per i segnali sonori a bassa intensità mentre una compressione per segnali ad alta intensità, in modo tale che l'AGC comprima il segnale d'ingresso in un ristretto campo dinamico.

### § 2.5.4 Strategia MPEAK

La strategia MPEAK (Multi Peak)<sup>9</sup> può essere considerata l'evoluzione della strategia F0 F1 F2, infatti, oltre a determinare le prime tre formanti del segnale sonoro, si determinano anche informazioni spettrali alle alte frequenze, in modo da ricavare maggiori informazioni sui segnali non vocali.

Per ottenere queste informazioni, come si osserva dallo schema a blocchi, si utilizzano le uscite di tre filtri passa-banda connessi ai canali 1, 4, e 7.

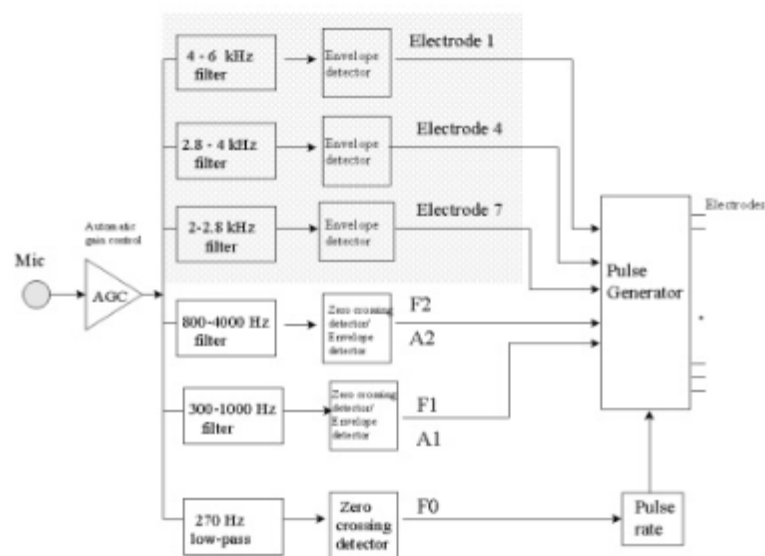


Figura n° 2.15: Schema a blocchi strategia MPEAK

Una caratteristica fondamentale di questa strategia, consiste nel distinguere il segnale vocalico da quello non vocalico. Nel caso di segnali sono riconosciuti come non vocalici, la formante F1 non

<sup>9</sup> Questa strategia è utilizzata dalla nucleus e prevede 22 elettrodi di stimolazione.

attiva nessun canale proprio perché, in questi casi, ha un'energia bassa; mentre gli altri elettrodi sono stimolati alla frequenza random di 200-300 pps.

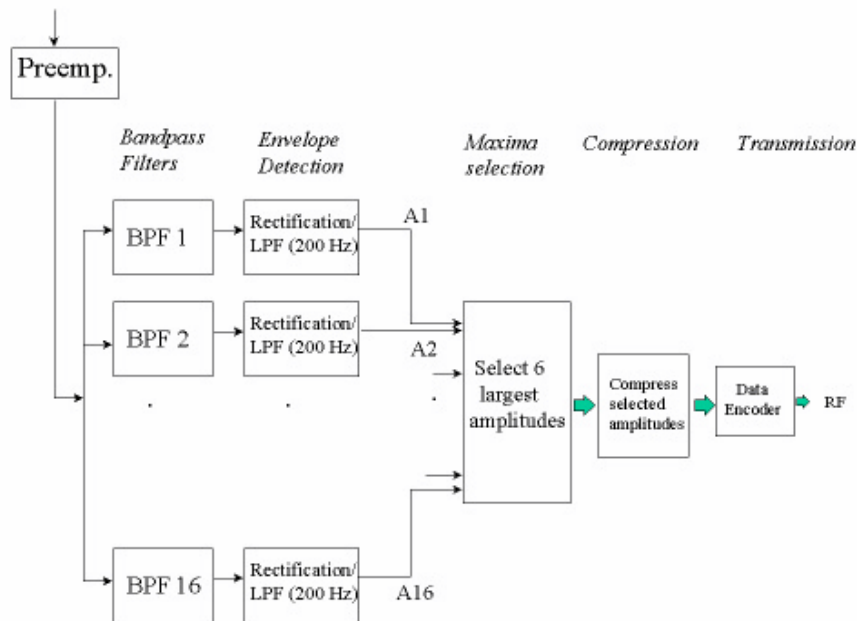
Per segnali riconosciuti come vocalici, tutti gli elettrodi sono stimolati alla frequenza di F0 pps.

Uno dei problemi fondamentali di questa e delle precedenti strategie è che essendo costretti a determinare le formanti del segnale d'ingresso, non si riesce ad avere buoni risultati in ambienti rumorosi.

### ***§ 2.5.5 Strategia Spectral Maxima Sound Processor (SMSP)***

Un nuovo tipo di strategia entra nel mercato degli IC con il nome di Spectral Maxima Sound Processor (SMSP). A differenza delle precedenti, questa non estrapola le formanti dal segnale sonoro, ma filtra il segnale d'ingresso attraverso sedici filtri passa-banda con frequenze centrali che vanno dai 250 a 5400Hz. Le frequenze centrali di tali filtri sono spaziati linearmente fino a 1650 Hz e logarithmicamente oltre. In tal modo è possibile arricchire la percezione del soggetto anche per stimoli non strettamente connessi al parlato, come, ad esempio, la musica. SMSP suddivide lo spettro acustico in sedici filtri ed è stata sviluppata dalla Nucleus che prevede 22 canali. Ogni uscita comanda un canale, l'elettrodo apicale nella coclea è comandato dall'uscita del filtro avente frequenza centrale più bassa, e così via, così facendo solo sedici dei ventidue canali sono direttamente controllati dal segnale d'ingresso, i restanti sei canali, precisamente quelli posti alla base della coclea, fungono da supporto meccanico e sono stimolati, indipendentemente dal tipo di segnale d'ingresso, con impulsi bifasici con frequenza di 250 pps.

Le uscite dei sedici filtri sono raddrizzate attraverso filtri passo basso a 200 Hz e il processore determina i sei segnali con ampiezza maggiore, che, convertiti in impulsi bifasici, sono inviati ai sei elettrodi corrispondenti. Cioè, dei sedici elettrodi comandati dal segnale d'ingresso, sono attivati solo i sei elettrodi corrispondenti ai sei segnali di uscita dei filtri aventi ampiezza massima.



**Figura n° 2.16: Schema a blocchi strategia SMSP**

Uno dei problemi fondamentali di questa strategia è quello delle interazioni elettromagnetiche dovute proprio alla presenza di sedici canali. Infatti, la sequenza di stimolazione è determinata dalla posizione dell'elettrodo in modo da stimolare prima gli elettrodi basali e poi gli apicali.

### **§ 2.5.6 Strategia Spectral Maxima Sound Processor (SPEAK)**

La strategia SPEAK rappresenta un'evoluzione della strategia SMSP, infatti, applica lo stesso principio di funzionamento presentando, però venti filtri passa banda, con frequenze centrali che vanno da 150 Hz a 10 KHz, invece di sedici. A differenza della SMSP, con la SPEAK non è l'algoritmo a determinare il numero di elettrodi che stimolano ma è l'operatore che fissa il numero di elettrodi (che prende il nome di maxima) che volta per volta stimolano il nervo, con un massimo di 8. È possibile selezionare dai cinque ai dieci elettrodi e la scelta è in funzione del soggetto portatore di IC.

Anche la frequenza di stimolazione è fissata dall'operatore e ovviamente dipende dal numero di segnali selezionati, maggiore sono gli elettrodi da attivare, minore è la frequenza di stimolazione. La frequenza di stimolazione va da 180 a 300 pps. La strategia di stimolazione segue la

numerazione degli elettrodi, dall'area basale a quella apicale della coclea in modo da simulare la stimolazione dovuta dalla vibrazione della membrana basilare.

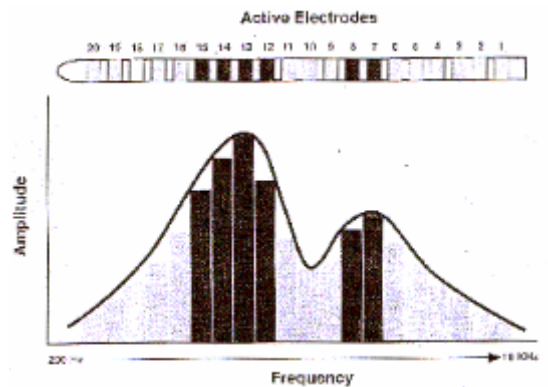


Figura n°2.17: Selezione degli elettrodi in funzione dei picchi.

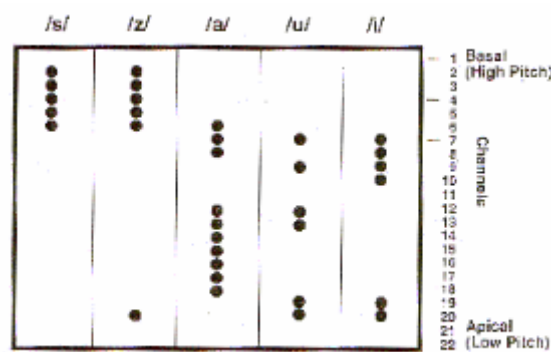


Figura n°2.18: Esempi di elettrodi attivati in funzione del segnale parlato.

### § 2.5.7 *Strategia Advantaged Combination Encoder (ACE)*

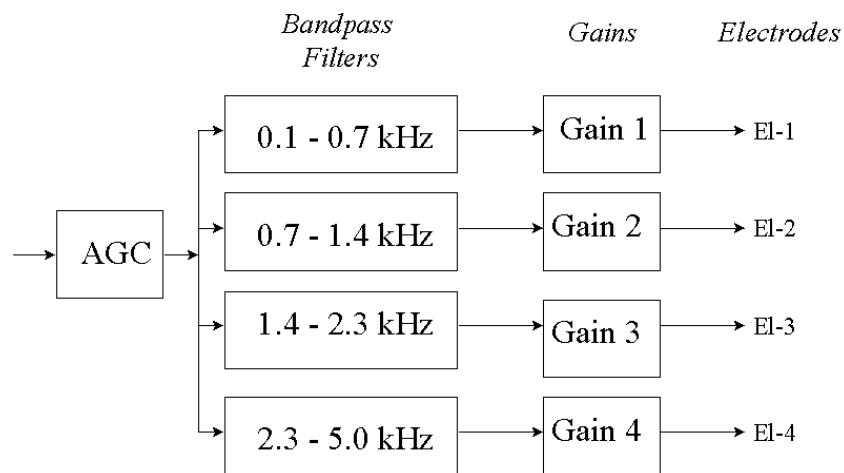
Con l'avanzare della tecnologia digitale, è stato possibile evolvere la strategia SPEAK aumentando la frequenza di stimolazione e il numero dei maxima, il tutto non modificando le dimensioni del processore esterno e il consumo energetico. Infatti con la strategia ACE è possibile fissare la frequenza di stimolazione tra i 250 e i 1200 Hz, mentre il numero dei maxima più alto passa da 8 a 12. La strategia è stata sviluppata dalla Cochlear® e una variante realizzata dalla

MXM® prende il nome di MPIS. Come la strategia SPEAK, la ACE applica una modalità di stimolazione di tipo monopolare. Negli ultimi periodi è stata sviluppata la strategia ACE(RE) che aumenta a 2700Hz la frequenza massima di stimolazione, lasciando invariato il numero di maxima.

### § 2.5.8 *Strategia Compressed Analog CA*

La strategia CA è la prima strategia temporale sviluppata. Lo schema a blocchi in figura mostra il funzionamento della strategia CA. Il segnale è compresso attraverso un AGC e filtrato con quattro filtri passo-basso aventi frequenze centrali a 0.5, 1, 2 e 3.4 KHz.

La forma d'onda filtrata è inviata direttamente ai quattro elettrodi interni attraverso una connessione percutanea (tale strategia è stata sviluppata dalla Ineraid). I segnali giungono agli elettrodi in forma analogica e simultaneamente. Questo fenomeno genera il problema dell'interazione tra gli elettrodi, ed è stato risolto con lo sviluppo della strategia CIS.



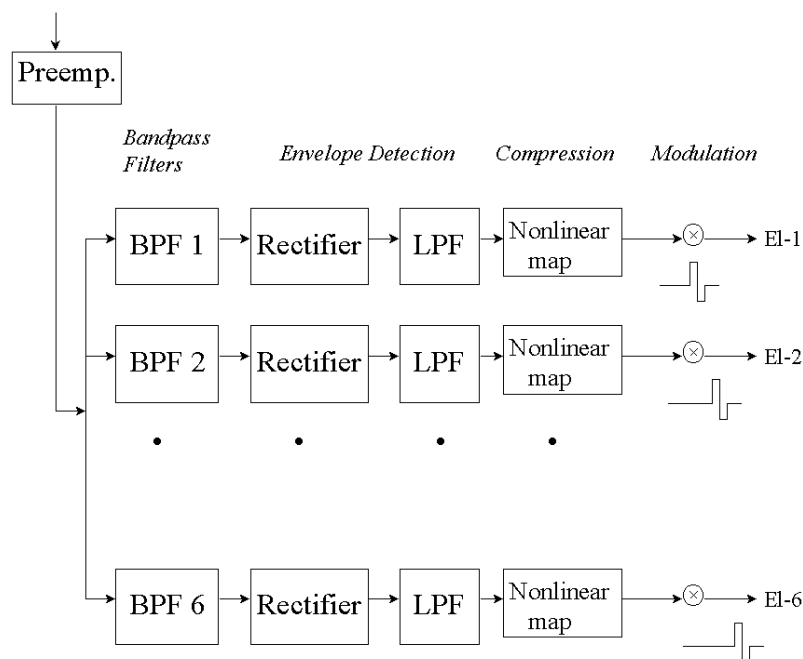
**Figura n°2.19: Schema a blocchi strategia CA**

### § 2.5.8 Strategia Continuous Interleaved Sampler (CIS)

La differenza macroscopica tra la strategia CIS e la CA è rappresentata dalla stimolazione elettrica che è rappresentato da impulsi bifasici e non segnali analogici.

L'ampiezza degli impulsi è modulata dall'involuppo della corrispondente forma d'onda filtrata.

La frequenza di stimolazione degli elettrodi varia da un minimo di 100pps a un massimo di 2500pps ed è definita in modo da ottenere il migliore riconoscitore di parlato. In genere un'alta frequenza di stimolazione ammette risultati migliori rispetto ad una bassa.



**Figura n° 2.20: Schema a blocchi strategia CIS per un impianto a sei elettrodi.**

Dallo studio del nervo acustico umano si è osservato che questi invia impulsi al cervello anche in assenza di suono a causa dell'inevitabile presenza di attività neurale spontanea presente in qualsiasi neurone. Questi impulsi sono detti "impulsi incondizionati" (Susan B. Waltzman, 2000) ed è il principio per cui le strategie temporali stimolano tutti gli elettrodi indipendentemente dal segnale sonoro.

L'ordine di stimolazione degli elettrodi è fondamentale, soprattutto per eliminare il problema dell'interazione tra gli elettrodi. Per ridurre l'interazione elettromagnetica, si definisce un ordine di stimolazione in modo che la distanza tra essi sia massima. Ad esempio, nell'impianto a sei canali si ha la seguente sequenza: 6, 3, 5, 2, 4, 1.

Un limite della strategia CIS è che dovendo stimolare tutti gli elettrodi e volendo garantire una frequenza di stimolazione alta i numeri di canali può essere al più pari a otto.

La modalità di stimolazione può essere di tipo bipolare o monopolare.

Negli ultimi anni si sono sviluppate diverse evoluzioni della strategia CIS che aumentano sia il numero di canali sia la frequenza di stimolazione. Ne sono un esempio:

- CIS+ della MEDEL® che ha portato il numero di canali a 12;
- High Resolution della ADVANCED BIONICS® la cui velocità di stimolazione raggiunge i 35000pps utilizzando 16 canali.

### ***§ 2.5.9 Strategia Simultaneous Analog Stimulation (SAS)***

La SAS può essere definita la vera erede della strategia CA in quanto l'unica vera differenza con quest'ultima è data dalla presenza in ingresso di un AGC con un tempo d'attacco lungo e una frequenza di compressione bassa. La SAS è stata utilizzata dalla ADVANCED BIONICS® e prevedeva otto elettrodi di stimolazione. Ultimamente le strategie analogiche sono state abbandonate in quanto generavano una stimolazione del nervo faciale.

## **§ 2.6 Funzione di Compressione**

La funzione di compressione è una componente essenziale per tutte le strategie di stimolazione, in quanto comprime l'ampiezza delle intensità del segnale elettrico derivante dal segnale sonoro nel range dinamico del canale attivato.



Normalmente viene utilizzata una compressione di tipo logaritmico della forma (Loizou, 1997):

$$Y = A * \log(x) + B$$

Con A e B costanti, x l'ampiezza acustica e Y l'ampiezza elettrica.

Un altro tipo di compressione è quella del tipo potenza (Loizou, 1997):

$$Y = A * x^p + B \quad \text{con } p < 1$$

Utilizzando una legge di potenza è possibile agire direttamente sulla compressione attraverso il valore di p. Le costanti A e B sono scelte in base al range acustico ( $x_{\min}$ ,  $x_{\max}$ ) e i livelli minimi massimi dei canali dell'impianto (THR e MCL).

Per la compressione di potenza, le costanti A e B sono determinate nel modo seguente:

$$A = (MCL - THR) / (x_{\max}^p - x_{\min}^p)$$

$$B = THR - A * x_{\min}^p$$

## § 2.7 Configurare un Impianto Cocleare

L'IC, come tutti i dispositivi elettronici, deve essere configurato in modo tale da ottenere la migliore performance per il soggetto in esame. La fase di configurazione prende il nome di mappaggio (dall'inglese mapping) e può essere suddiviso in due fasi fondamentali:

- Selezione della strategia;
- Determinazione del range dinamico.

La prima fase comporta la scelta della strategia di trasduzione del segnale sonoro (cfr. §2.5), definire le caratteristiche di stimolazioni elettriche quali la durata dello stimolo bifasico e la frequenza di stimolazione.

La strategia di trasduzione è definita in funzione del modello dell'IC mentre le caratteristiche di stimolazione elettriche vengono scelte in funzione dell'età del soggetto. Generalmente, più giovane

è l'impiantato più alta è la frequenza di stimolazione e di conseguenza più piccola è la durata dello stimolo. Questi parametri sono scelti al momento dell'attivazione (accensione dell'IC) e sono, nei successivi mappaggi, adattati alle caratteristiche soggettive dei singoli impiantati per raggiungere una configurazione definitiva dopo circa 2 anni.

Scelta la strategia di trasduzione e i parametri di stimolazione, è necessario determinare il range dinamico per ogni singolo canale. Per range dinamico si intende l'intervallo di intensità elettrica compreso tra la minima intensità che genera la sensazione sonora e l'intensità che determina la sensazione di fastidio. Questa fase richiede la collaborazione attiva del soggetto, in quanto, essendo sensazioni sonore, solo il paziente può definirle. Per soggetti non collaboranti, come ad esempio i bambini, il range dinamico è determinato basandosi sulle reazioni oggettive, quali ad esempio battito di ciglia nel caso della soglia di fastidio.

### **Capitolo III: “Il Simulatore dell’Impianto Cocleare”**

Per determinare come una variazione di stimolazione elettrica incida sulla percezione di uno stimolo sonoro si è realizzato un simulatore di IC. L’idea di realizzare un simulatore dell’IC nasce dall’esigenza di avere una strumentazione oggettiva sull’uscita elettrica dell’IC, in quanto gli elettrodi di stimolazione degli IC sono impiantati all’interno della coclea e ciò non permette di misurare la stimolazione elettrica in funzione dello stimolo sonoro.

In letteratura esistono diversi tipi di simulatore, tra i più noti c’è il “Vocoder Noise” (Shannon et al., 1995). Il Vocoder Noise non simula una strategia di trasduzione di un IC, ma si limita a simulare la fase di acquisizione di un segnale sonoro, per potere valutare come, al variare delle caratteristiche dei dispositivi hardware (quali filtri, AGC ecc) varia la qualità di uscita del segnale sonoro. Con questo sistema è stato possibile dimostrare l’effetto del sistema di compressione (AGC) dell’IC sulla percezione del segnale sonoro di un soggetto impiantato (Stone M & Moore B., 2003) dimostrando che un tempo di attacco troppo veloce peggiora la percezione dello stimolo sonoro. Il simulatore prevede sia come input sia come output un segnale sonoro e la qualità del segnale processato è valutato utilizzando soggetti normoudenti.

Un’altra tipologia di simulatore dell’IC è quella introdotta da Oxenham et al. (2007) per dimostrare l’affidabilità di un nuovo algoritmo di trasduzione di un segnale sonoro in impulsi elettrici. Anche questo tipo di simulatore non si adatta all’esigenza della sperimentazione in atto, in quanto è sviluppato su una strategia non ancora in commercio e, comunque, l’uscita del simulatore è ancora di tipo acustico. Infatti, gli autori si limitano a determinare le bande che sono eccitate dall’algoritmo sviluppato e ricostruiscono il segnale utilizzando le frequenze centrali dei singoli canali. L’affidabilità del simulatore è data da normoudenti, i quali devono essere in grado di comprendere e valutare la qualità del segnale di uscita del simulatore.

Come si osserva, le tipologie dei simulatori trovati in letteratura non si adattano alla sperimentazione in atto in quanto non forniscono informazioni inerenti alla stimolazione elettrica.

Per tale motivo è nata l'esigenza di realizzare un simulatore che prevede di risaltare le caratteristiche elettriche di stimolazione dovute alla tipologia della strategia di traduzione.

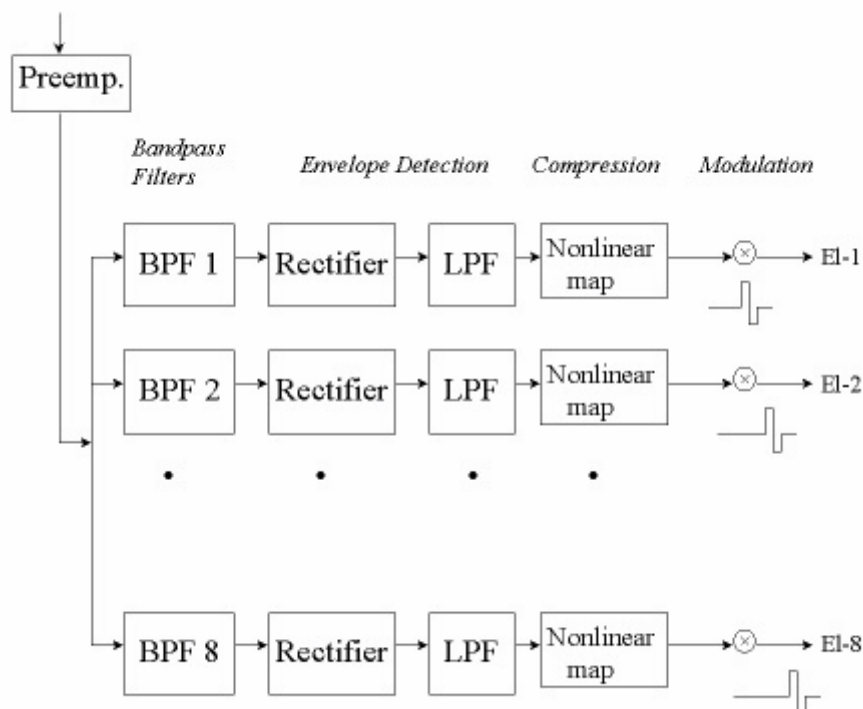
Il simulatore realizzato prevede come segnale d'ingresso un segnale sonoro, mentre come output, la stimolazione elettrica dei canali. Così facendo è possibile misurare la stimolazione elettrica dei singoli canali in funzione dello stimolo sonoro e, quindi, di valutare come eventuali modifiche della mappa, o di altri parametri caratteristici dell'IC, incidono sulla stimolazione elettrica, ovvero, sulla percezione acustica di un soggetto impiantato. Il simulatore realizza un IC ad otto canali con strategia CIS (cfr. §2.5.8) ed è stato sviluppato in Matlab. È stato utilizzato il Matlab, in quanto è un ambiente di sviluppo con potenti moduli di elaborazioni del suono e permette di realizzare interfacce grafiche che rendono il sistema facile da usare.

Così come un IC, il programma prevede l'acquisizione di uno stimolo sonoro e la trasduzione di quest'ultimo in impulsi bifasici, da inviare ai canali attivati dallo spettro di frequenze dello stimolo sonoro.

In questo capitolo si illustrerà il simulatore dell'IC, non entrando nel dettaglio software, presentando tutte le simulazioni che ci permettono di reputare il simulatore affidabile.

### **§ 3.1 Il Modello Software**

Il programma simula, come già accennato, un IC ad otto canali che utilizza la strategia cis. Le caratteristiche della strategia CIS sono già state trattate nel paragrafo § 2.5.8 e nella seguente figura è riportato lo schema a blocchi adattata ad otto canali che corrisponde allo schema a blocco del simulatore.



**Figura n°3.2: Schema a blocchi Impianto cocleare a otto elettrodi con strategia cis.**

E' stata scelta la strategia CIS in quanto è possibile estrapolare tutte le informazioni inerenti la stimolazione elettrica di tutti i canali, istante per istante.

Per la realizzazione del simulatore è stato necessario seguire lo schema di figura 3.2 e risolvere alcuni dei problemi tipici di un IC.

Tra i problemi fondamentali riscontrati nella realizzazione è stata il blocco Preempl. Infatti, il blocco Preempl è un vero e proprio AGC ed ha il compito di amplificare i segnali deboli e comprimere quelli troppo intensi conservando, nello stesso tempo, il contenuto spettrale e i loro rapporti di intensità.

Il segnale uscente dal blocco Preempl, è suddiviso in bande di frequenze tante quanti sono i canali degli elettrodi. Anche la determinazione delle bande dei canali rappresenta un inconveniente non poco trascurabile. Infatti, come accennato nel primo capitolo, le aree cocleari sono stimulate in funzione della frequenza dello stimolo sonoro, quindi le bande di frequenze dei canali sono scelti utilizzando i filtri Bark (cfr 1.7) in modo da imitare il funzionamento cocleare.

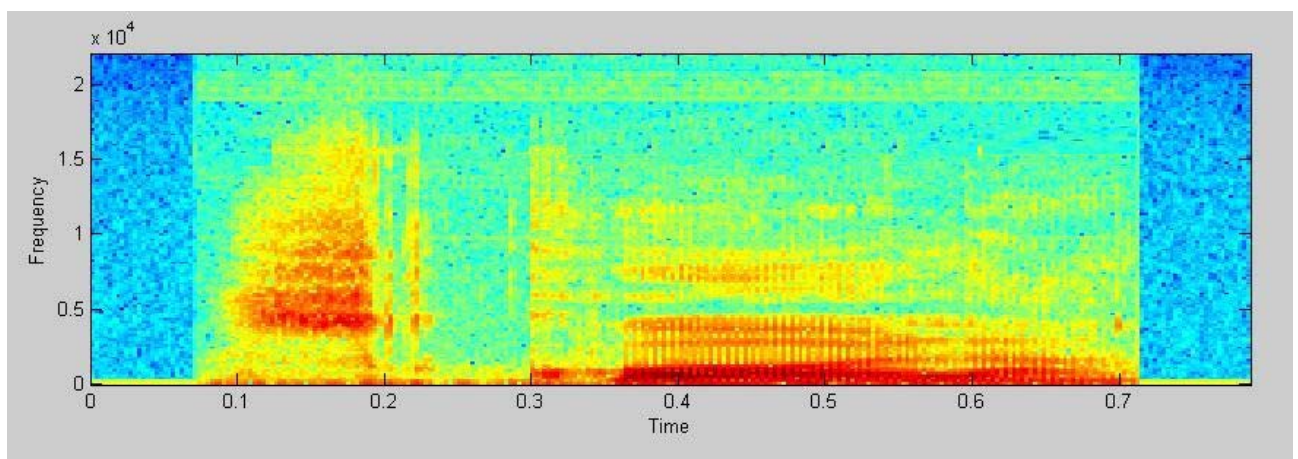
Il segnale filtrato è rettificato attraverso un filtro passo basso per evitare le frequenze di risonanza e/o le componenti in continua del segnale derivanti dalla trasduzione in digitale del segnale sonoro.

Infine, il segnale rettificato è convertito in impulsi bifasici di intensità dipendente dall'ampiezza del segnale in uscita ai singoli filtri.

Da questa prima introduzione al simulatore si osserva che la decodifica del segnale sonoro in impulsi elettrici dipende sia dalla frequenza sia dall'intensità del segnale d'ingresso, così come avviene nei reali impianti cocleari.

L'uscita del simulatore è costituito da due finestre che corrispondono allo spettrogramma del segnale sonoro e all'elettrogramma della stimolazione elettrica.

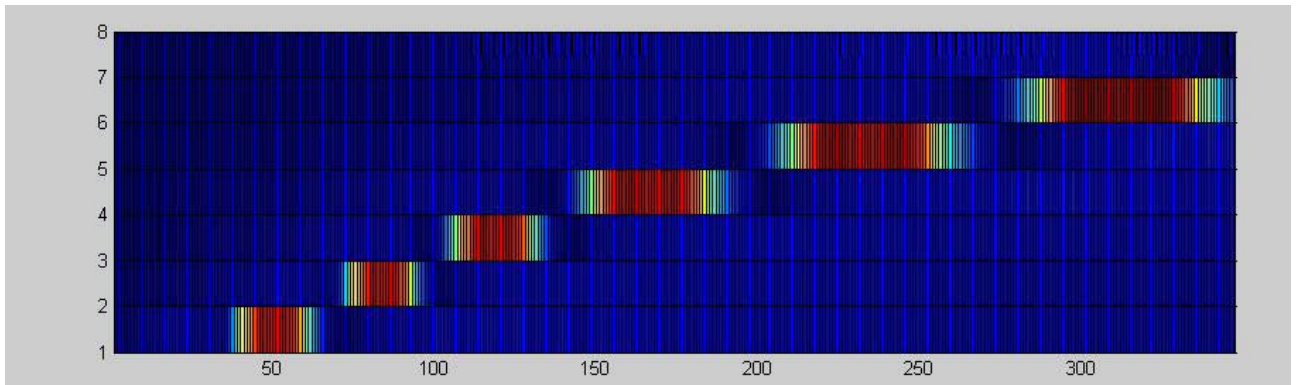
Lo spettrogramma è una rappresentazione grafica dell'intensità di un suono in funzione del tempo e della frequenza. Sull'asse delle ascisse è posto il tempo, sulle ordinate la frequenza, mentre l'intensità è rappresentato dal colore e al colore più intenso corrisponde una maggiore intensità del segnale.



**Figura 3.3: Spettrogramma della parola scuola**

L'elettrogramma è una funzione che è stata realizzata che permette di rappresentare graficamente l'intensità della stimolazione elettrica in funzione del canale e del tempo. Così come lo spettrogramma, sull'asse delle ascisse è posto il tempo, sulle ordinate i canali del simulatore, mentre

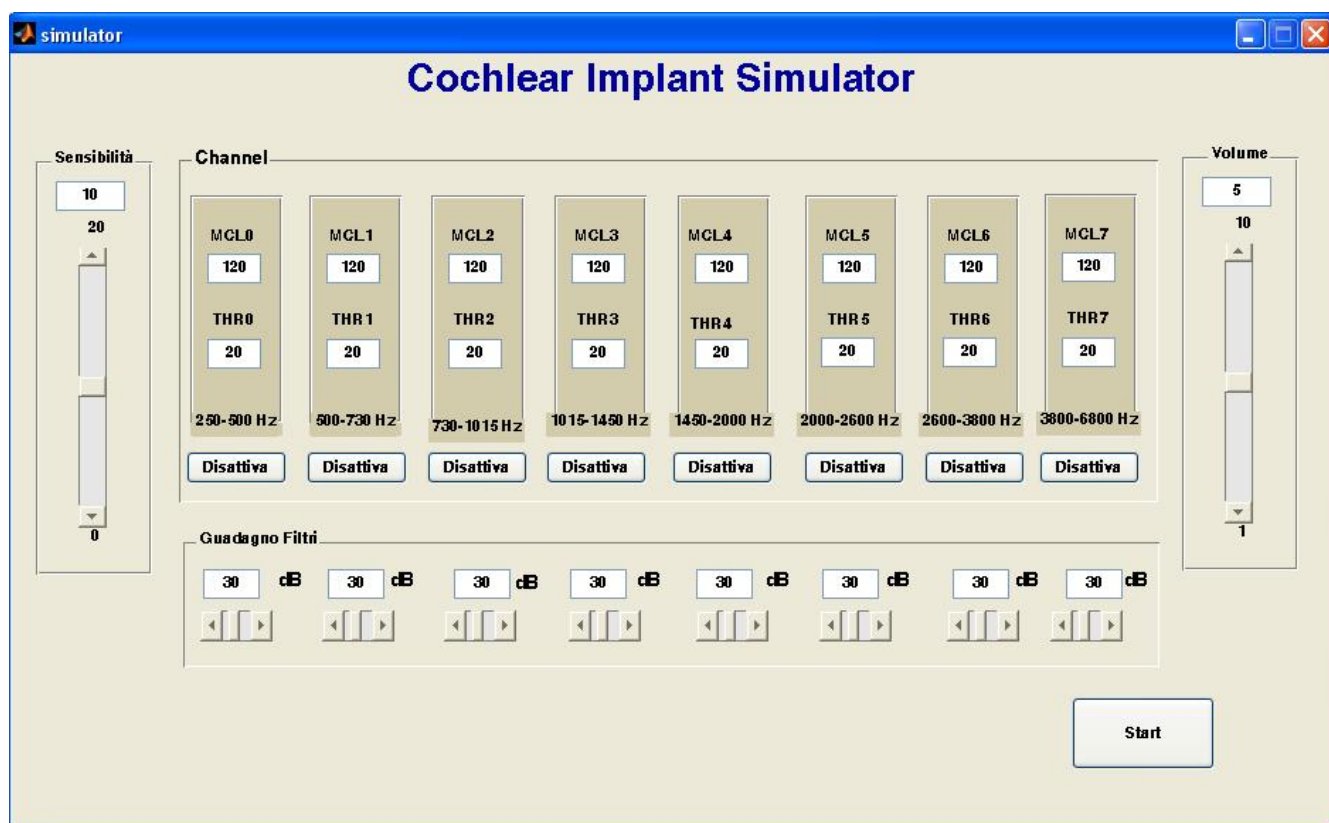
l'intensità è rappresentato dal colore, al colore più intenso corrisponde ad una maggiore intensità di stimolazione.



**Figura 3.4: Elettrogramma di uno sweep in frequenza**

### ***§ 3.1.1 Algoritmo del Simulatore***

Per potere interagire con il simulatore, è stata realizzata un'interfaccia grafica con la quale è possibile fornire i parametri fondamentali per l'esecuzione del programma, quali il range dinamico dei singoli canali, il guadagno globale, la sensibilità del microfono e il guadagno per ogni singolo filtro. Attualmente, i parametri elettrici non sono modificati attraverso l'interfaccia ma agendo direttamente sul software.



**Figura 3.2: Interfaccia grafica simulatore**

Il simulatore elabora dati in formato digitale ossia “campionati”. Campionare un segnale significa trovare una rappresentazione discreta per qualcosa che in origine ha una variazione continua, come nel caso specifico il suono. È conveniente digitalizzare il segnale, non per la precisione raggiungibile, ma per poter disporre direttamente di una sequenza di numeri che rappresentino la variazione temporale della nostra grandezza fisica. Una registrazione digitale è costituita da dati numerici discreti i quali, memorizzati in opportune strutture dati e con l’utilizzo di specifici algoritmi per l’elaborazione di segnali digitali, possono essere modificati e riprodotti. Vi sono due caratteristiche fondamentali che definiscono le proprietà di un campionamento digitale ed esse sono: la frequenza di campionamento e la risoluzione della misura digitale in bit.

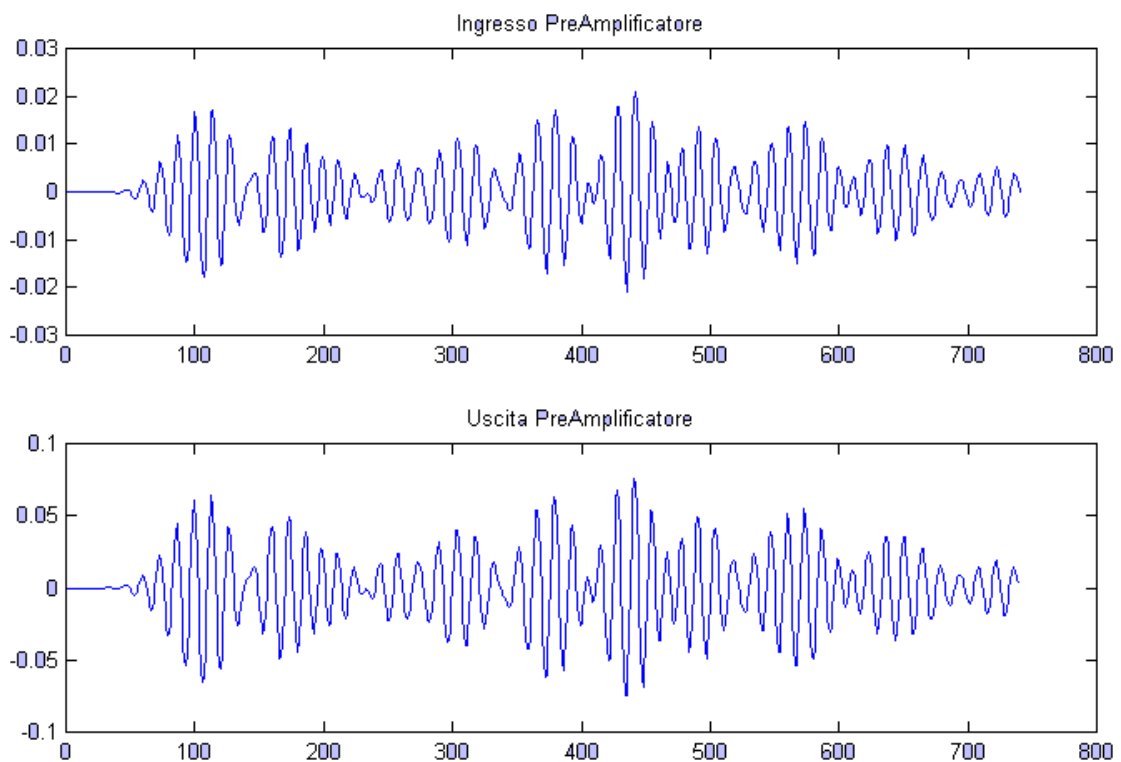
La frequenza di campionamento deve rispettare un ben preciso criterio (teorema di Nyquist-Shannon che sarà descritto nel paragrafo successivo) per una corretta ricostruzione del segnale originario.

La risoluzione in bit definisce, invece, la precisione della misura.



Il segnale sonoro è acquisito con una frequenza di campionamento pari a 22050 Hz e suddiviso in intervalli di 32 ms (corrispondente a circa 740 campioni) con una sovrapposizione di circa 8.65 ms (200 campioni).

Il volume del simulatore comanda l'amplificazione del blocco PreAmplifica e può assumere come massimo il valore 10, mentre il controllo "sensibilità" simula la sensibilità del microfono dell'IC e agisce sulla controreazione del AGC. Il compito essenziale del blocco PreAmplifica è di amplificare il segnale lasciando invariata la forma ossia il contenuto frequenziale e il rapporto di intensità fra loro. Proprio per questo motivo è stato realizzato un sistema AGC.

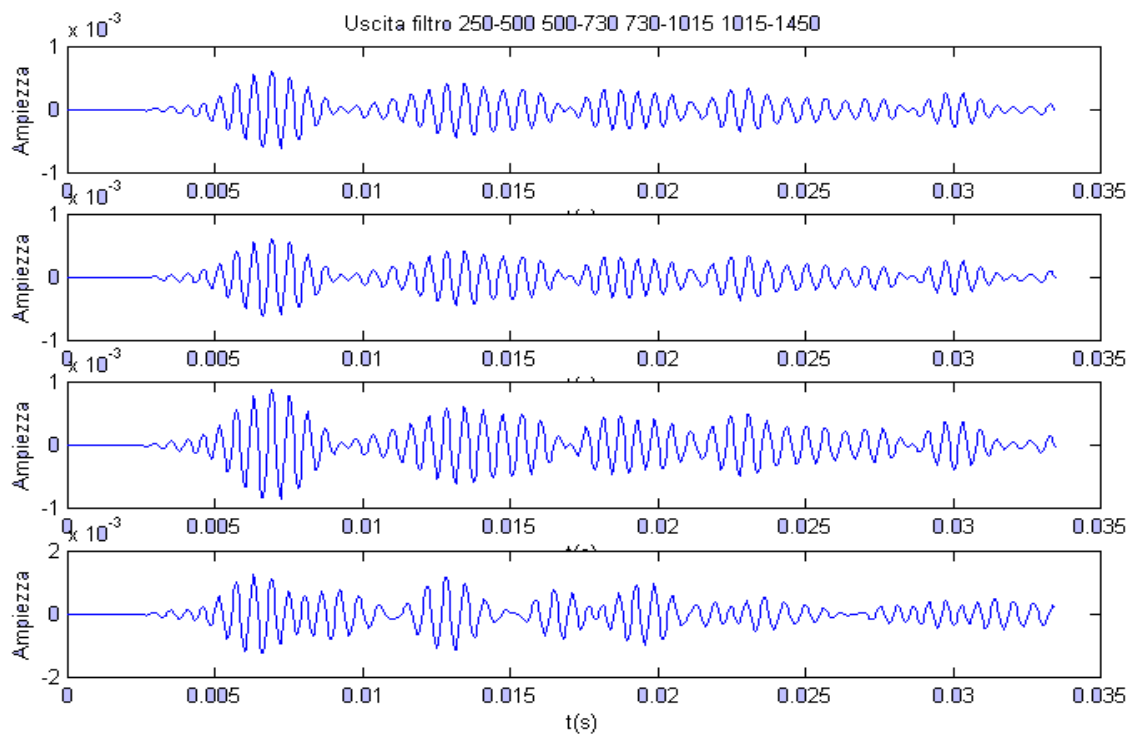


**Figura n°3.4: Ingresso e uscita del blocco Preamplificatore di un frame del segnale d'ingresso. In segnale in esame è un rumore a banda stretta (1600-1800 Hz) di intensità pari a 50 dB.**

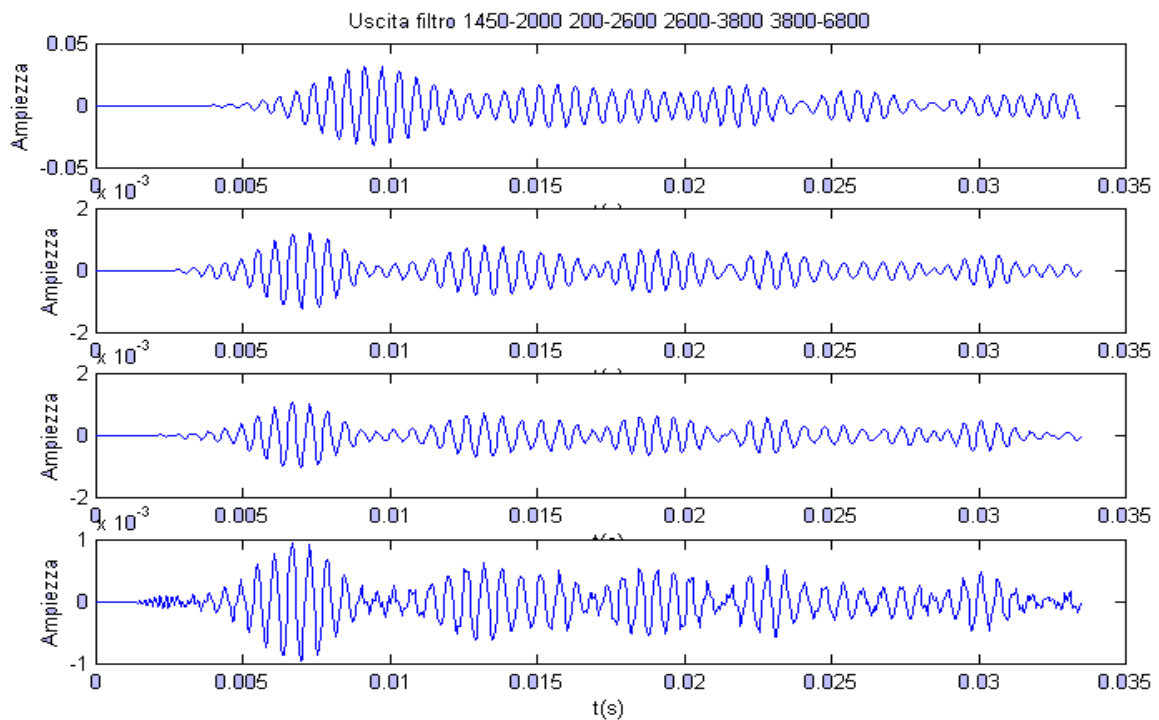
Per individuare il contenuto frequenziale del segnale sonoro, è stato utilizzato un banco di filtri passa banda. I filtri passa banda sono stati realizzati, così come già accennato, sfruttando la conoscenza dei filtri Bark. L'uscita di ogni filtro comanda l'attivazione dei singoli canali costituenti il simulatore. I filtri realizzati hanno la seguente banda passante:

CANALE 1: 250-500 Hz

CANALE 2:	500-730 Hz
CANALE 3:	730-1015 Hz
CANALE 4:	1015-1450 Hz
CANALE 5:	1450-2000 Hz
CANALE 6:	2000-2600 Hz
CANALE 7:	2600-3800 Hz
CANALE 8:	3800-6800 Hz

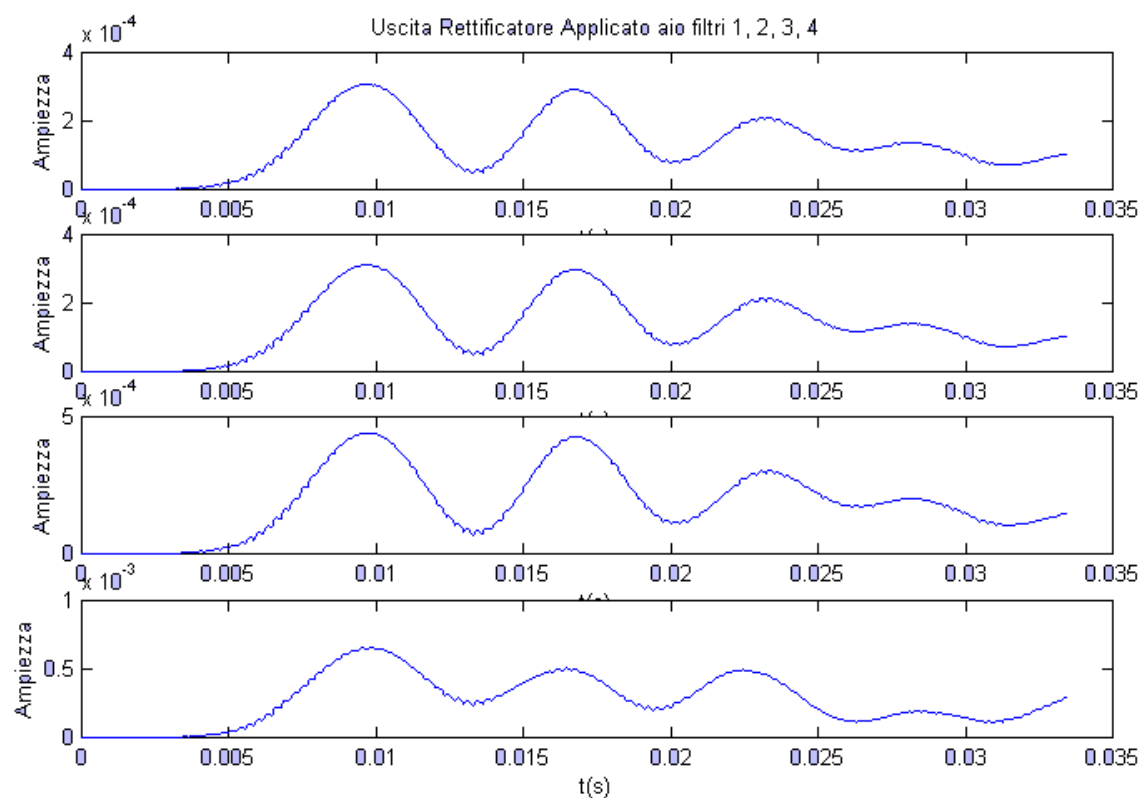


**Figura n°5.6:** Uscite dei filtri dei canali 1 2 3 4. In segnale in esame è un rumore a banda stretta (1600-1800 Hz) di intensità pari a 50 dB.

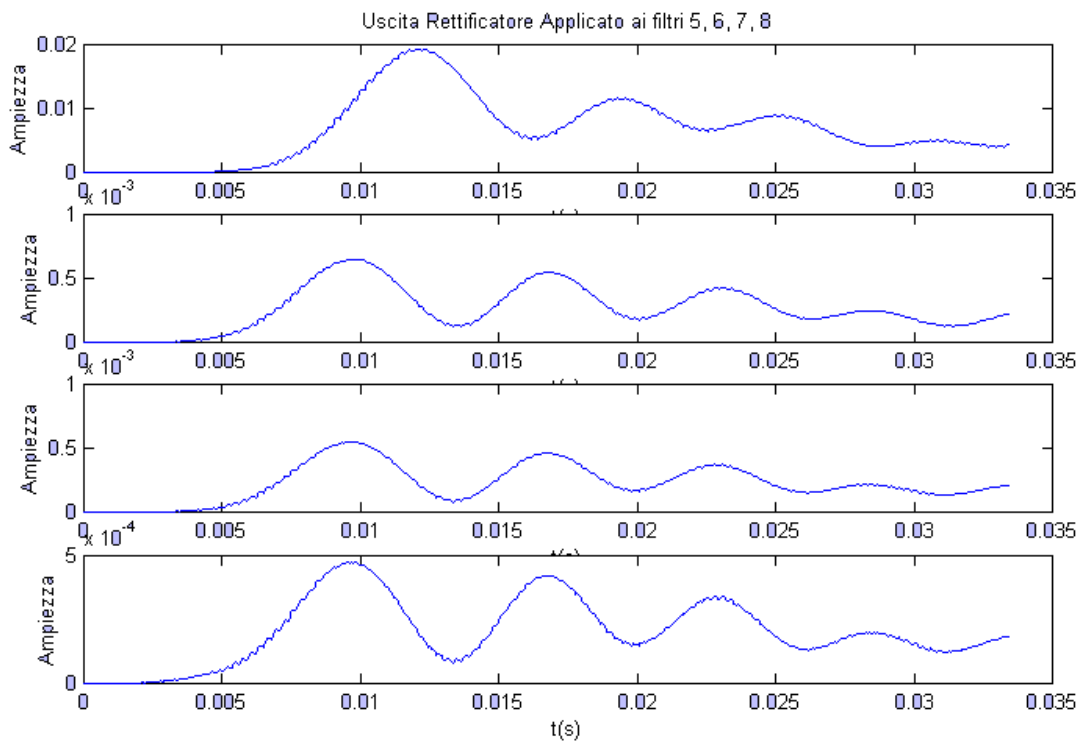


**Figura n°3.7: Uscite dei filtri dei canali 5 6 7 8. In segnale in esame è un rumore a banda stretta (1600-1800 Hz) di intensità pari a 50 dB**

L'uscita di ogni singolo filtro è rettificato attraverso un filtro passa alto di 200Hz per eliminare eventuali componenti in continua e le frequenze di risonanza.



**Figura n°3.8: Uscita Rettificatore**



**Figura n°3.9: Uscita rettificatore.**

L'uscita del rettificatore è inviato al blocco “Comprimi”. In questo blocco il segnale è compresso all'interno del range dinamico dei singoli canali, in modo che la stimolazione elettrica sia contenuta nell'intervallo d'intensità regolato in precedenza. La funzione di compressione utilizzata è quella descritta nel paragrafo § 3.5.9 e di seguito riportata:

$$Y = A * x^p + B$$

$$A = \frac{MCL - THR}{x_{max}^p - x_{min}^p}$$

$$B = THR - A * x_{min}^p$$

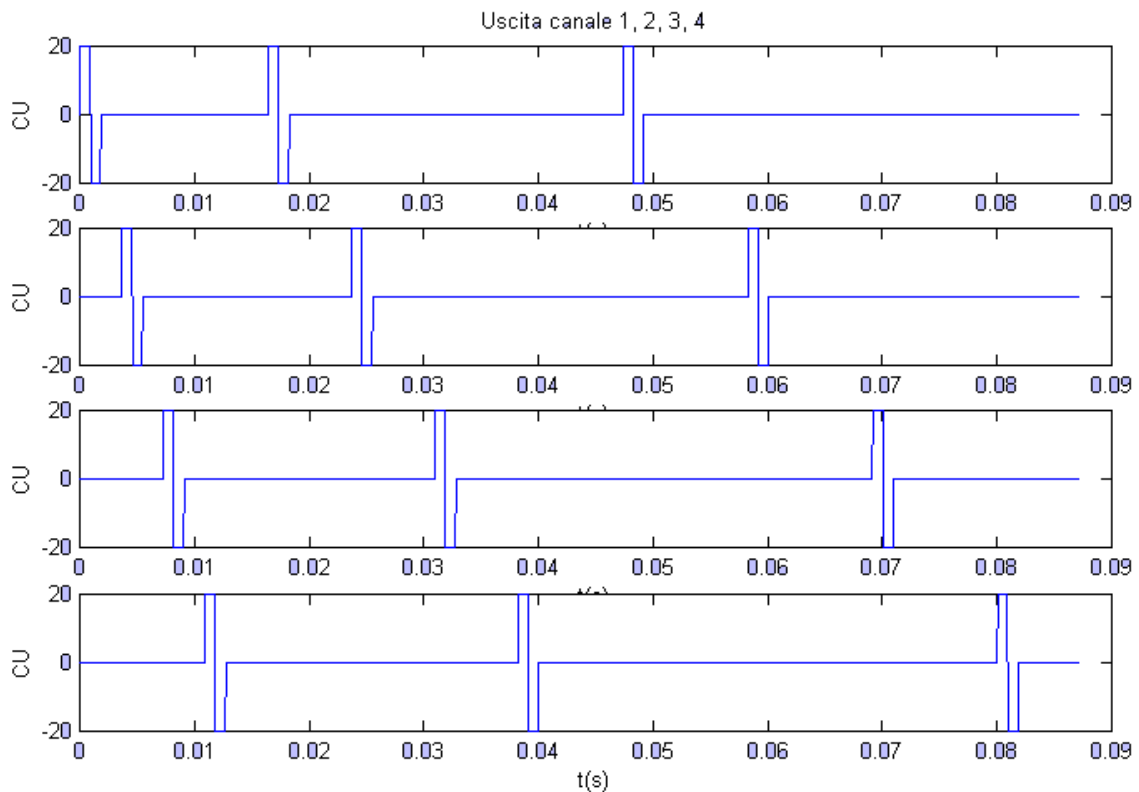
I parametri MCL e THR rappresentano rispettivamente la soglia elettrica di dolore e minima di percezione del canale, mentre Y e x sono rispettivamente l'uscita compressa e il segnale d'ingresso, infine p rappresenta il rapporto di compressione che per default è pari a 0,5.

In funzione del valore del segnale in uscita al sistema di compressione, vengono realizzati, nel blocco “Converti”, gli impulsi bifasici che hanno durata indipendente dall'intensità dell'onda e di valore costante pari a 25 μs per fase (parametro che può essere regolato solo via software), mentre

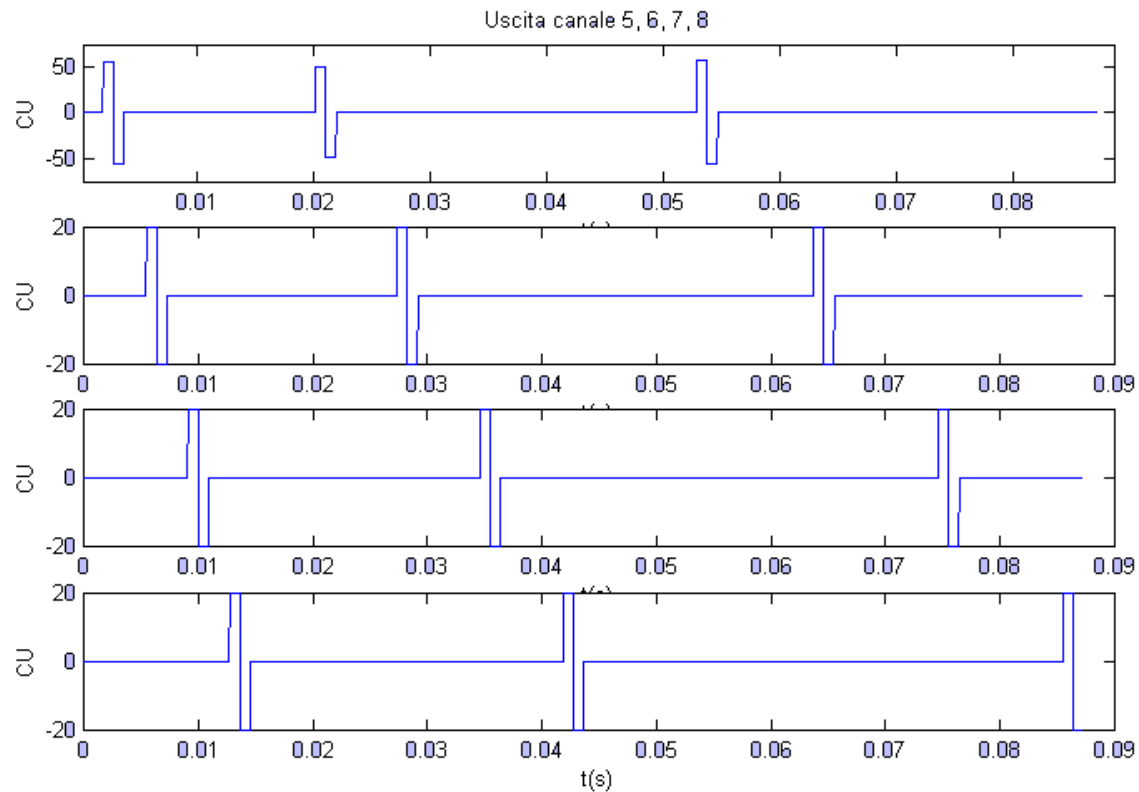
l'ampiezza dell'onda è data dal valor medio che assume il segnale compresso. Nel caso in cui l'intensità del segnale è inferiore al valore minimo del canale, il canale, così come è rappresentato dall'algoritmo della CIS, è stimolato a livello di soglia.

Come accennato nel capitolo 2, uno dei problemi fondamentali della stimolazione elettrica per la strategia CIS è data dall'interazione elettromagnetica tra i singoli canali. Per ovviare a questo inconveniente, la stimolazione degli elettrodi non è sequenziale ma ammette una sequenza di stimolazione in modo che la distanza degli elettrodi attivati sia massima. La sequenza utilizzata è la seguente:

1, 5, 2, 6, 3, 7, 4, 8.



**Figura n°5.10: Stimolazione elettrica dei canali 1-2-3-4 sottopost1 ad uno stimolo della 5°banda**



**Figura n°3.11: Stimolazione elettrica dei canali 5-6-7-8 sottoposti ad uno stimolo della 5° banda**

### ***§ 3.1.2 Il teorema di Nyquist-Shannon***

Il criterio da rispettare affinché un segnale campionato possa essere correttamente ricostruito è il Teorema di Nyquist-Shannon.

*Ogni segnale a banda limitata può essere campionato e perfettamente ricostruito a patto che la frequenza di campionamento sia maggiore del doppio della frequenza massima contenuta nella banda del segnale.*

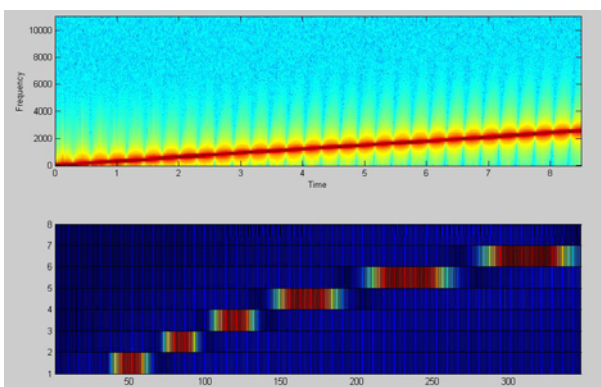
Nella pratica, in ragione del fatto che lo spettro dell'udibile per l'orecchio umano è compreso tra i 20 e i 20.000Hz, una frequenza di 40.000Hz dovrebbe essere sufficiente a campionare ogni possibile suono udibile dall'uomo.

In particolare, la voce umana ha uno spettro compreso tra i 100 e gli 8.000 Hz ed è sufficiente un campionamento superiore agli 16.000 Hz per poter ricostruire il segnale mantenendo inalterata la

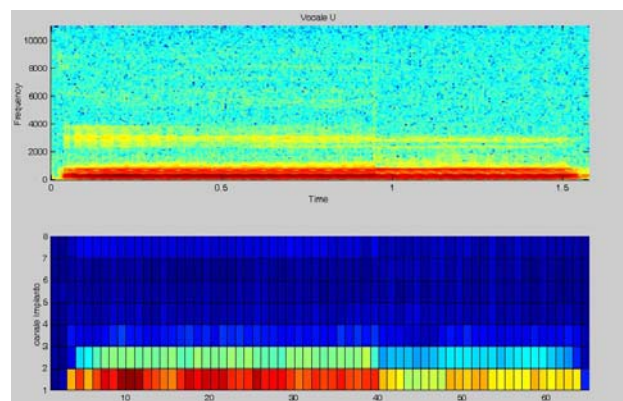
composizione delle frequenze utili per il riconoscimento del linguaggio parlato e di conseguenza il contenuto informativo dello stesso, obiettivo principale dell'utilizzo di IC.

### § 3.2 Simulazione

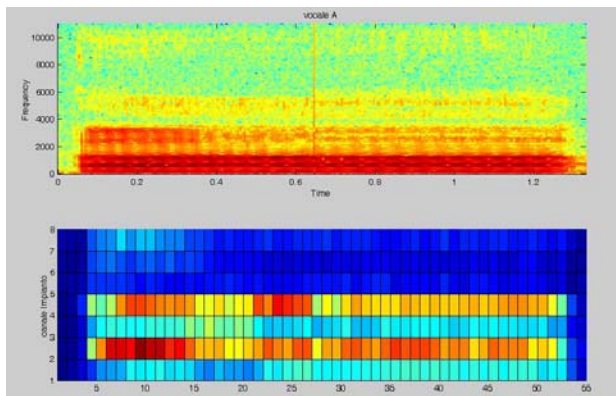
Per testare l'affidabilità del simulatore sono stati realizzati dei test che consistono nel far processare al simulatore dei segnali sonori ed osservare se l'uscita sia coerente con il segnale d'ingresso. Il test è stato effettuato utilizzando rumori e vocali e di seguito sono riportate i risultati.



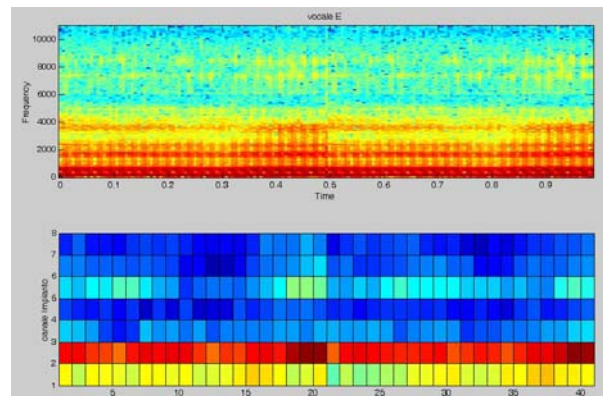
A: Sweep in frequenza



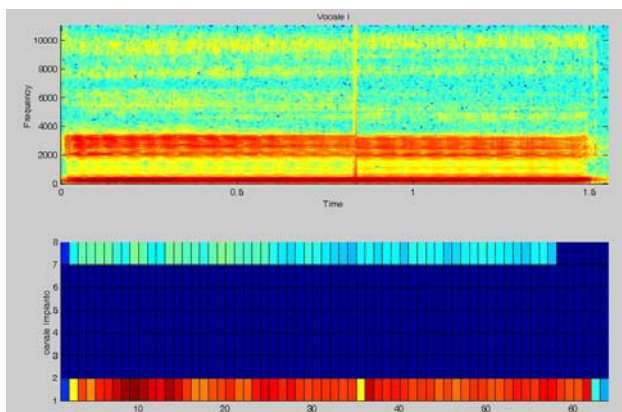
B: Vocale "U"



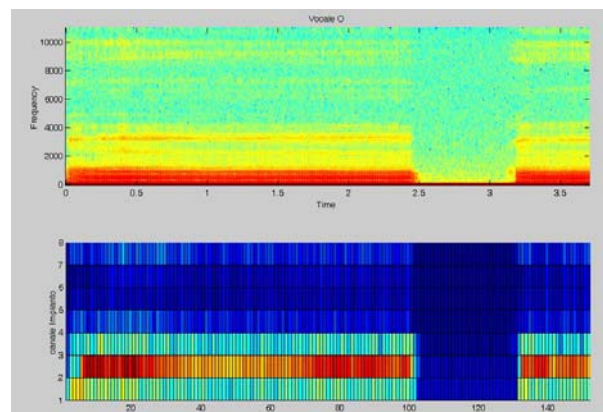
C: Vocale “A”



D: Vocale “E”



E: Vocale “I”



F: Vocale “O”

**Figura 3.12: Uscite del Simulatore; A: il segnale d’ingresso è uno sweep in frequenza; B: segnale d’ingresso la vocale “U” pronunciata da un uomo; C: segnale d’ingresso la vocale “A” pronunciata da un uomo; D: segnale d’ingresso la vocale “E” pronunciata da un uomo; F: segnale d’ingresso la vocale “O” pronunciata da un uomo.**

Nella figura 3.12 sono riportati le uscite del simulatore variando il segnale in ingresso. Nella figura 3.12a si osserva l’uscita del simulatore sottoposto ad uno sweep. Lo sweep è un segnale sinusoidale che parte dalle frequenze basse e sale verso l’alto. Mentre le successive immagini rappresentano l’uscita del simulatore sottoposto al segnale vocale rispettivamente “U” “A” “E” “I” “O”.

Le figure mostrano come l’elettrogramma segue lo spettrogramma a dimostrazione dell’affidabilità del simulatore.



## **Capitolo IV: “Curve di Loudness nei Soggetti Impiantati”**

La ricerca effettuata è stata incentrata sulla crescita di loudness nei soggetti portatori di IC. Come accennato nei capitoli precedenti, la sensazione sonora generata da un IC è dovuta alla stimolazione elettrica del nervo acustico. Quindi un IC comprime il range dinamico acustico in un range dinamico elettrico utilizzando una funzione di compressione di tipo logaritmico o di tipo potenziale (cfr § 2.6). La stimolazione elettrica dell'IC è di intensità dell'ordine dei  $\mu\text{A}$  (cfr 2.2), intensità superiore alla stimolazione elettroneurale della coclea, che è dell'ordine dei  $\text{nA}$  (cfr. 1.1.3). Questa differenza di ordine di grandezza si ripercuote sul range dinamico acustico dei soggetti impiantati il quale si riduce passando dai 100 dB dei normoudenti ai 30-40 dB (Susan B. Waltzman, 2000). Quindi conoscere la crescita di loudness dei soggetti impiantati è importante sia per sviluppare nuovi speech processor sia per determinare come la crescita di loudness incide sulla

percezione acustica dei soggetti impiantati e, quindi, avere un metodo per valutare la bontà di un mappaggio di un IC.

Per potere valutare la crescita di loudness in funzione della stimolazione elettrica, è stato necessario definire una nuova grandezza denominata loudness elettrica. Per loudness elettrica si intende la sensazione sonora generata dalla diretta stimolazione elettrica del nervo acustico, cioè, come varia la percezione sonora al variare della corrente di stimolazione.

In un soggetto impiantato si è definito due tipi di loudness:

- la loudness elettrica, generata da una stimolazione diretta del nervo acustico disabilitando il processore, cioè, come varia la percezione della sensazione sonora al variare della corrente di stimolazione;
- la loudness acustica generata dalla stimolazione elettrica dovuta all'elaborazione del segnale sonoro da parte del processore, quindi, come varia la percezione sonora al variare dello stimolo sonoro.

La sperimentazione è stata effettuata su otto soggetti impiantati suddivisi in funzione del modello dell'IC e dalle caratteristiche elettriche di stimolazione. Le funzioni di crescita delle loudness sono state misurate utilizzando la tecnica delle stime categoriche a sei punti (W.K.Lai et al., 2007). Lo studio è stato effettuato determinando la crescita di loudness solo su tre canali relativi alle frequenze centrali di 500, 1000 e 2000 Hz. Sono state scelte queste frequenze in quanto sono fondamentali per la percezione del segnale parlato.

In questo capitolo si illustreranno i risultati ottenuti e si effettueranno dei test utilizzando il simulatore dell'IC (cfr § 2).

## **§ 4.1 Misure di loudness**

La sperimentazione prevede la misura della loudness elettrica e sonora utilizzando la tecnica delle stime categoriche a sei punti. Questa tecnica consiste nel definire sei livelli di intensità soggettiva “molto basso”, “basso”, “medio”, “gradevole”, “forte” e “molto forte” e per potere avere

una rappresentazione grafica della sensazione sonora è stato assegnato, ad ogni livello, un valore numerico:

1. molto basso;
2. basso;
3. medio;
4. gradevole;
5. forte;
6. Molto forte.

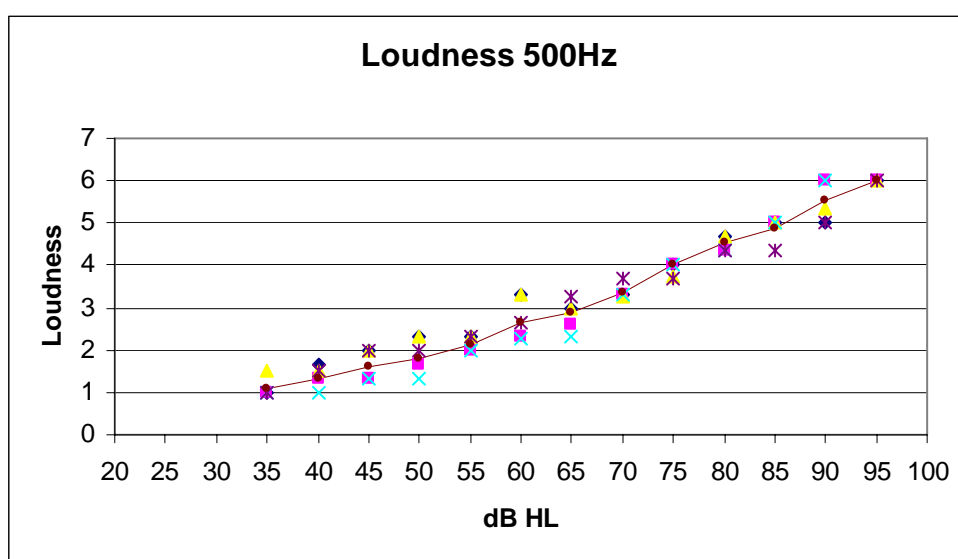
Per determinare la loudness elettrica è stato utilizzato il software di programmazione dei singoli IC. Utilizzando tali software è possibile stimolare singolarmente ogni canale ad una qualsiasi intensità (entro i limiti di sicurezza dell'impianto). È stato suddiviso il range dinamico dei canali in esame, che può essere espresso in unità di corrente (CU) o durata dello stimolo elettrico ( $\mu$ s) a seconda del modello dell'IC, in sei livelli d'intensità, i quali sono presentati cinque volte, in modo casuale per non generare fenomeni di adattamenti. I soggetti devono quantificare le sensazioni sonore evocate dalla stimolazione elettrica utilizzando la scala precedentemente definita. È stata determinata la crescita di loudness solo per i tre canali aventi frequenze centrali rispettivamente 500, 1000 e 2000 Hz.

Per misurare la loudness acustica, sono stati utilizzati stimoli sonori, nello specifico rumori a banda stretta aventi come frequenze centrali rispettivamente 500-1000-2000 Hz, in modo da stimolare solo un canale per volta. L'intensità degli stimoli sonori sono compresi tra il livello di soglia e il livello di fastidio, con step di 5 dB. È stato scelto lo step di 5 dB in quanto sapendo che il range dinamico dell'IC è di circa 40 dB contro i 100 dB dei normoudenti, si è dedotto che 1 dB del normoacusico corrisponde a 5 dB dell'IC. Anche in questo caso, per ovviare ai problemi di adattamento, gli stimoli sono inviati in modo casuale ed ogni stimolo è stato presentato cinque volte. Come nel caso della loudness elettrica, il soggetto deve quantificare la sensazione uditiva utilizzando la scala a sei punti. Mentre per la loudness elettrica si è utilizzato il software di

mappaggio, la loudness acustica è stata misurata inviando lo stimolo sonoro in campo libero. Per campo libero si intende un sistema in cui tra il soggetto in esame e la sorgente sonora (in questo caso la cassa acustica) vi sia l'aria, cioè, il suono si propaga utilizzando come supporto l'aria. Il test è stato effettuato in campo libero in quanto per un IC non è possibile utilizzare le cuffie<sup>10</sup> poiché potrebbero determinarsi problemi di accoppiamento tra il ricevitore della cuffia e il microfono dell'IC. Dovendo utilizzare il campo libero non è possibile utilizzare toni per problemi di riverbero e riflessione del suono, per tale motivo sono stati utilizzati rumori a banda stretta.

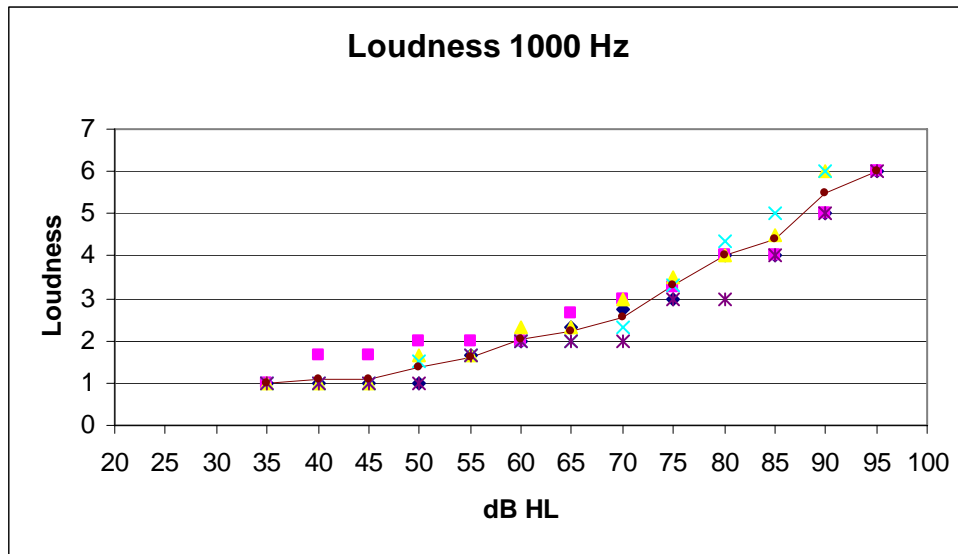
## § 4.2 Gruppo di Controllo

Nella sperimentazione si è utilizzata, per misurare la loudness, la tecnica delle stime categoriche a sei punti e, per la loudness acustica, si sono utilizzati come stimoli sonori rumori a banda stretta. Non avendo trovato in letteratura nessun riferimento, si è realizzato una normativa utilizzando 15 soggetti normoudenti di età compresa tra i 20 e i 30 anni. Ai soggetti in esame è stato sottoposto il test di loudness in modo da ottenere la crescita di loudness dei rumori utilizzati. Di seguito sono riportate le curve di loudness.

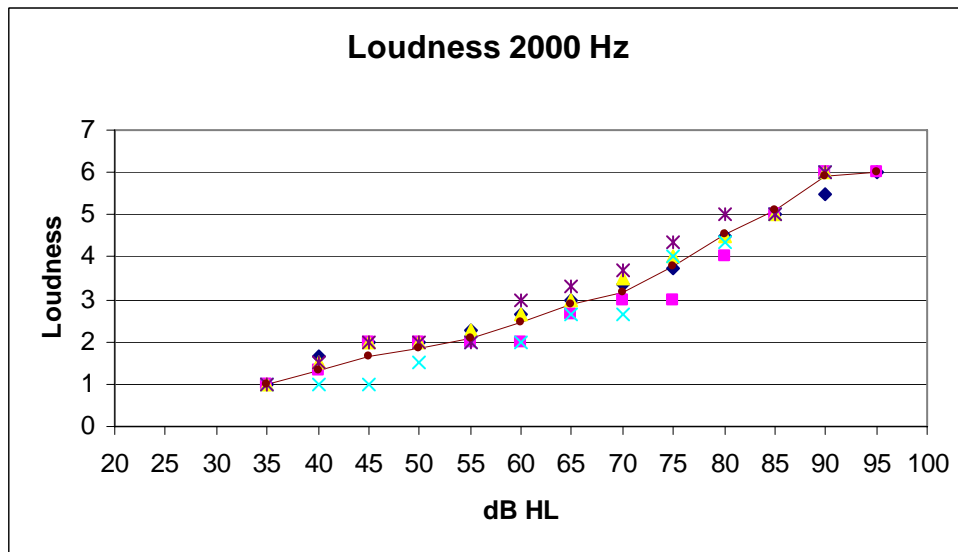


<sup>10</sup> Esistono dei collegamenti elettrici che permettono di collegare, utilizzando appositi cavetti, l'uscita di un sistema audio con lo speech processor dell'IC ma non è possibile effettuare una taratura dell'uscita di tali sistemi e quindi non è stato possibile utilizzarli per la sperimentazione.

**Figura n°4.1: Crescita di loudness dei soggetti normoudenti per rumori centrati a 500Hz**



**Figura n°4.2: Crescita di loudness dei soggetti normoudenti per rumori centrati a 1000Hz**



**Figura n°4.3: Crescita di loudness dei soggetti normoudenti per rumori centrati a 2000Hz**

Le figure mostrano le crescite di loudness dei soggetti normoudenti dalle quali di può osservare come la crescita non sia del tutto lineare ma presenta un appiattimento intorno alle intensità della comoda udibilità (55-65 dB) che corrisponde ad una sensazione sonora tra il medio e il gradevole.

## § 4.3 Risultati

I soggetti partecipanti alla sperimentazione sono impiantati post-verbali<sup>11</sup> che hanno una buona performance percettiva. Per buona performance percettiva si intende un livello del livello della soglia di intelligenza<sup>12</sup> minore di 65 dB. I pazienti sono stati suddivisi per modelli di IC:

- 2 impiantati DIGI SP (20 canali) della MXM® con strategia MPIS<sup>13</sup> con frequenza di stimolazione pari a 650 Hz e intensità di stimolazione pari a 65µA;
- 2 impiantati Auria 90 (16 canali) della Advanced Bionics® con strategia HR con frequenza di stimolazione pari 30930 Hz e durata dello stimolo pari a 16 µs;
- 2 impiantati Nucleus Esprit 3G (22 canali) della Cochlear® con strategia ACE con frequenza di stimolazione pari 900 Hz e durata dello stimolo pari a 25µs ;
- 2 impiantati Nucleus Freedom (22 canali) della Cochlear® con strategia ACE (RE) con frequenza di stimolazione pari a 2400Hz e durata dello stimolo pari a 25µs.

Poiché ogni soggetto, come ovvio, ha una mappa personalizzata, si è reso necessario normalizzare i dati ponendo uguale a zero la soglia elettrica dei singoli soggetti in modo da valutare la quantità di corrente necessaria per evocare una diversa sensazione sonora.

Di seguito sono riportati i risultati della sperimentazione suddivisi per tipologia di IC.

---

<sup>11</sup> Il termine post-verbale indica che l'ipoacusia si è evoluta dopo l'apprendimento del linguaggio

<sup>12</sup> Per soglia di intelligenza si intende l'intensità del segnale sonoro a cui il soggetto percepisce correttamente almeno l'80% del segnale parlato.

<sup>13</sup> La strategia MPIS caratteristica della MXM è simile alla ACE ma per problemi di copyright è stata denominata MPIS



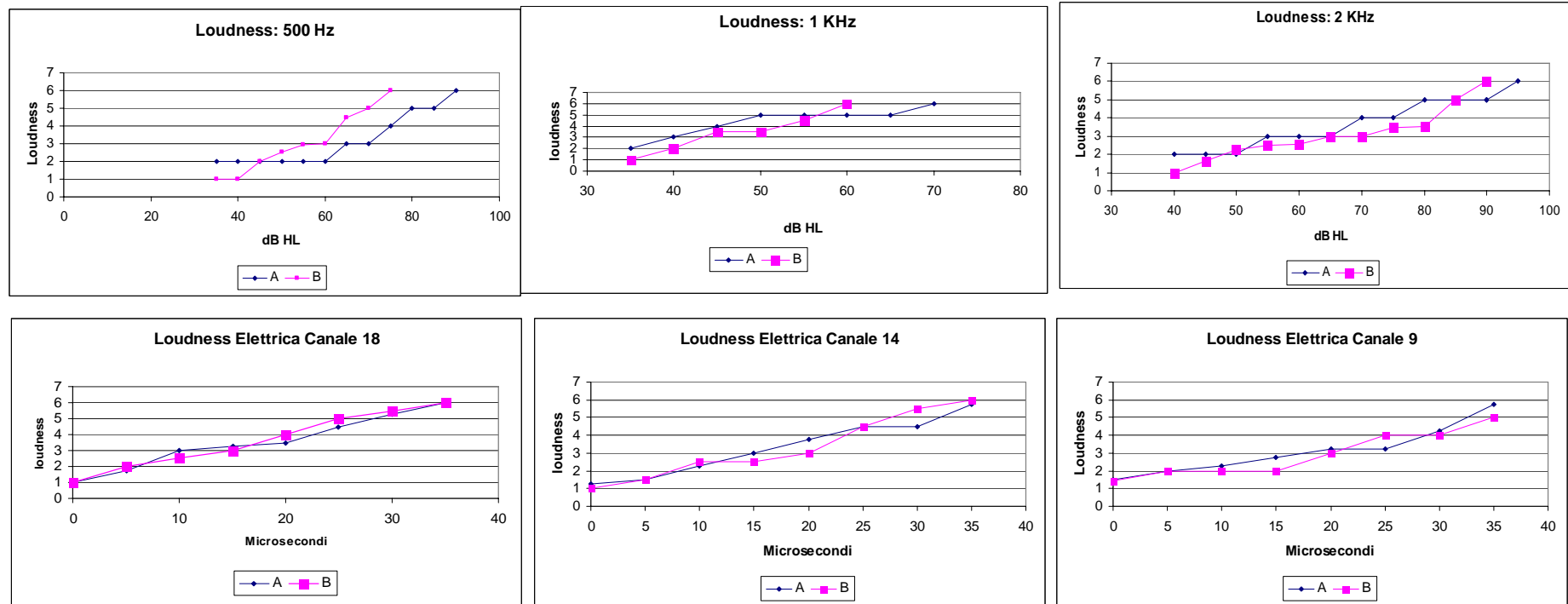


Figura n°4.4: Crescita di loudness acustica (rappresentata in alto) ed elettrica (rappresentata in basso) di 2 soggetti impiantati con DIGI SP



I soggetti A e B sono portatori di IC DIGI SP:

- I. Canale 18: i soggetti mostrano una crescita di loudness elettrica simile mentre una curva di crescita di loudness acustica distinta. Infatti mentre il soggetto B presenta una crescita di loudness acustica simile ai normoudenti, il soggetto A presenta un appiattimento della loudness acustica, rispettivamente, al livello “medio” e “forte”. Inoltre, il soggetto A non percepisce la sensazione di “molto basso” che può essere sintomo di una sovrastima della soglia elettrica del canale.
- II. Canale 14: il soggetto A presenta una sensazione di loudness elettrica lineare fino alla sensazione di “Gradevole” dopodiché vi è un appiattimento di 5  $\mu$ s che genera un livellamento della loudness acustica di circa 15 dB in corrispondenza della sensazione di “forte”. L’appiattimento della loudness acustica così ampia non può essere spiegata solo con il livellamento della loudness elettrica, ma tenendo conto che il range dinamico del soggetto è di circa 35 dB si suppone che la funzione di compressione è troppo forte. La crescita di loudness elettrica del paziente B presenta un appiattimento di 10  $\mu$ s in corrispondenza della sensazione di “medio” che genera un appiattimento di 5 dB in corrispondenza della sensazione di “gradevole”. La crescita di loudness acustica è simile a quella dei normoudenti anche se il range dinamico è di soli 25 dB. Anche in questo caso le cause possono risiedere nella funzione di compressione.
- III. Canale 9: il soggetto A presenta una curva di loudness elettrica lineare ma poco ripida (pendenza del 8% corrispondente a 4°) che genera una curva di loudness acustica ricca di livellamenti e un range dinamico troppo ampio (60 dB). In questo caso il canale ha bisogno di maggiore cariche elettriche per passare da una sensazione ad un’altra quindi potrebbe essere utile aumentare la durata dello stimolo elettrico per migliorare la crescita di loudness elettrica e, di conseguenza, quella acustica. Anche per il soggetto B la curva di crescita della loudness elettrica e quella acustica consigliano di aumentare la durata dello stimolo elettrico per migliorare le performance.

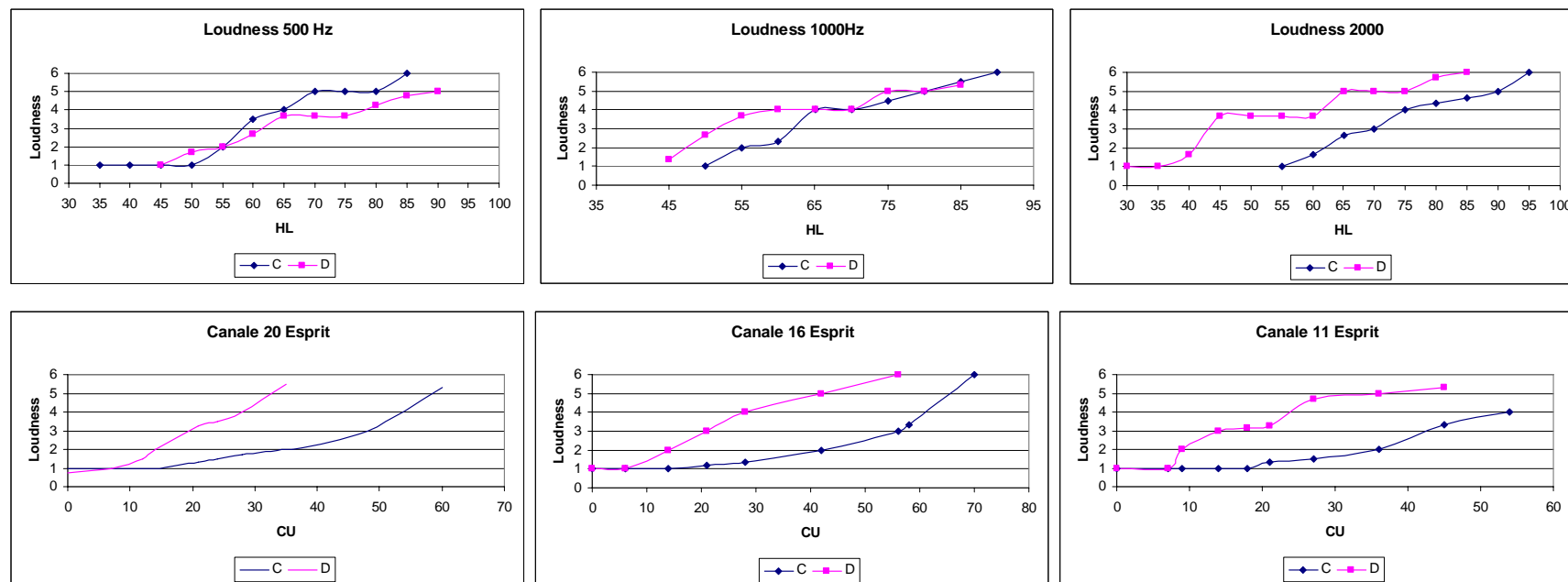


Figura n°4.5: Crescita di loudness acustica (rappresentata in alto) ed elettrica (rappresentata in basso) di 2 soggetti impiantati con E-Sprit 3G.

Soggetti C, D portatori di IC E-Sprit 3G (fig 4.5):

- I. Canale 20: Il paziente C presenta una crescita di loudness elettrica di tipo lineare con una pendenza di circa 17% ( $9,5^\circ$ ). La corrispondente curva di loudness acustica presenta una buona crescita con un appiattimento di circa 10 dB corrispondente alla sensazione “gradevole”. Non raggiunge la sensazione di “troppo Forte” dovuta ad una sottostima del livello massimo di stimolazione elettrica. Il soggetto D presenta una curva di loudness elettrica di tipo esponenziale che genera una crescita di loudness acustica con appiattimento in corrispondenza della sensazione “molto basso” e “forte”.
- II. Canale 16: il soggetto C presenta una crescita di loudness elettrica tipo esponenziale che genera una crescita di loudness con un livellamento in corrispondenza della sensazione di “gradevole” di 10 dB. Il range dinamico è di circa 45 dB. Il paziente D ha una crescita di loudness elettrica di tipo logaritmica e presenta una loudness acustica con appiattimenti in corrispondenza della sensazione “gradevole” di 10 dB e in corrispondenza della sensazione “forte” di 10 dB. Il soggetto non percepisce la sensazione di “troppo forte” e anche in questo caso sembrerebbe che sia stato sottostimato il livello massimo di stimolazione.
- III. Canale 11: il soggetto C presenta una lenta crescita di loudness elettrica ma una buona crescita di loudness acustica anche se spostata verso i suoni forti. La crescita di loudness acustica potrebbe essere migliorata aumentando la durata dello stimolo sonoro. Il soggetto D presenta una crescita di loudness acustica che segue la loudness elettrica, questo può essere letto come una buona funzione di compressione ma un errata scelta delle caratteristiche di stimolazione.

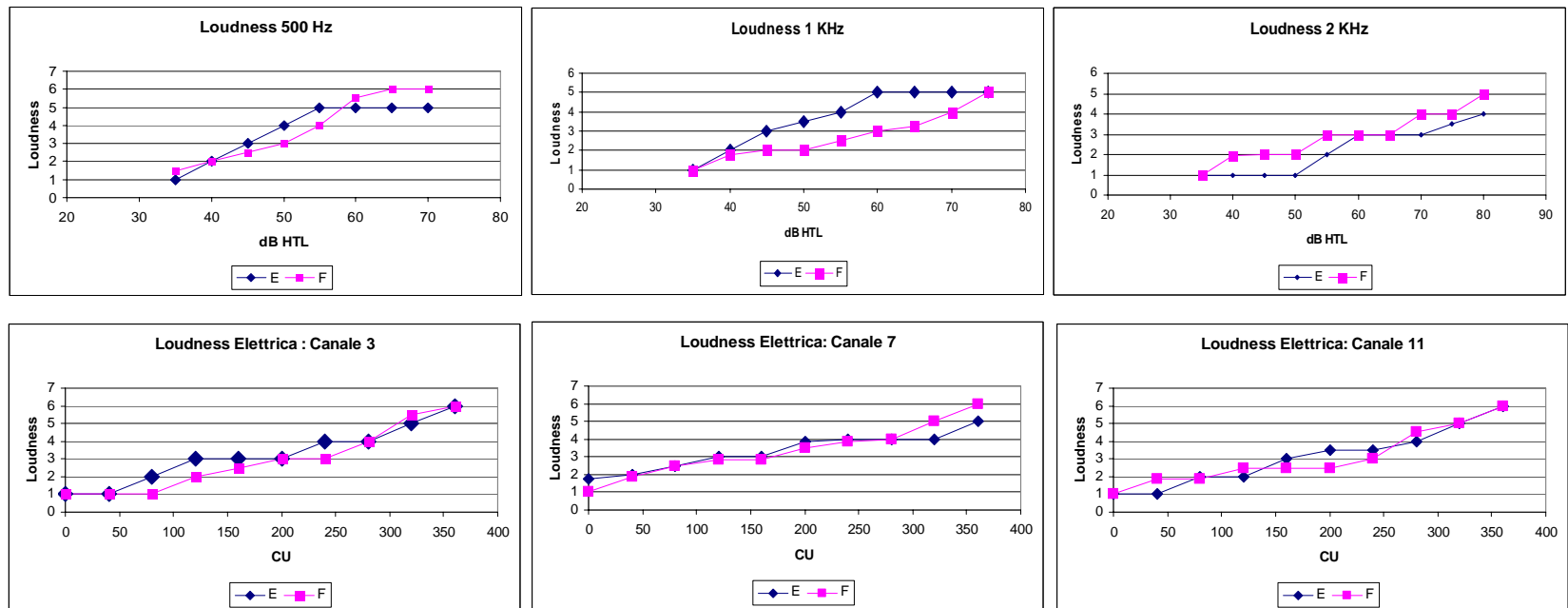


Figura 4.6: Crescita di loudness acustica (rappresentata in alto) ed elettrica (rappresentata in basso) di 2 soggetti impiantati con Auria 90.

Soggetti E, F portatori di IC Auria 90 (fig 4.6):

- I. Canale 3: il soggetto E presenta una crescita di loudness elettrica con due appiattimenti in corrispondenza della sensazione “media” e “gradevole”. La curva di loudness acustica ha una crescita lineare fino alla sensazione di “forte” mentre la sensazione di “molto forte” non è raggiunta, sinonimo di un’errata configurazione del livello massimo. Il range dinamico è di circa 20 dB. Soggetto F presenta una crescita di loudness elettrica simile a quella del soggetto E. in questo caso, il soggetto riesce ad ottenere la sensazione di “molto forte” e la curva di loudness è simile a quella del normoudente. il range dinamico è di circa 30 dB.
- II. Canale 7: i soggetti in esame sembrano avere la stessa curva di crescita loudness elettrica con, però, due curve di loudness acustica diversa . Infatti, il soggetto E presenta un range dinamico di 25 dB contro i 40 dB del soggetto F a dimostrazione che la funzione di compressione del soggetto E è troppo forte incidendo sulla percezione dello stimolo sonoro.
- III. Canale 11: il soggetto E presenta una crescita di loudness elettrica con due livellamenti corrispondenti a “basso” e “gradevole” e non raggiunge la sensazione di “molto Forte” con conseguente crescita di loudness acustica compressa. Il range dinamico è di circa 30 dB. Il soggetto F presenta una curva di loudness acustica con tre livelli di appiattimenti dovuti alla crescita lenta della curva di loudness elettrica.

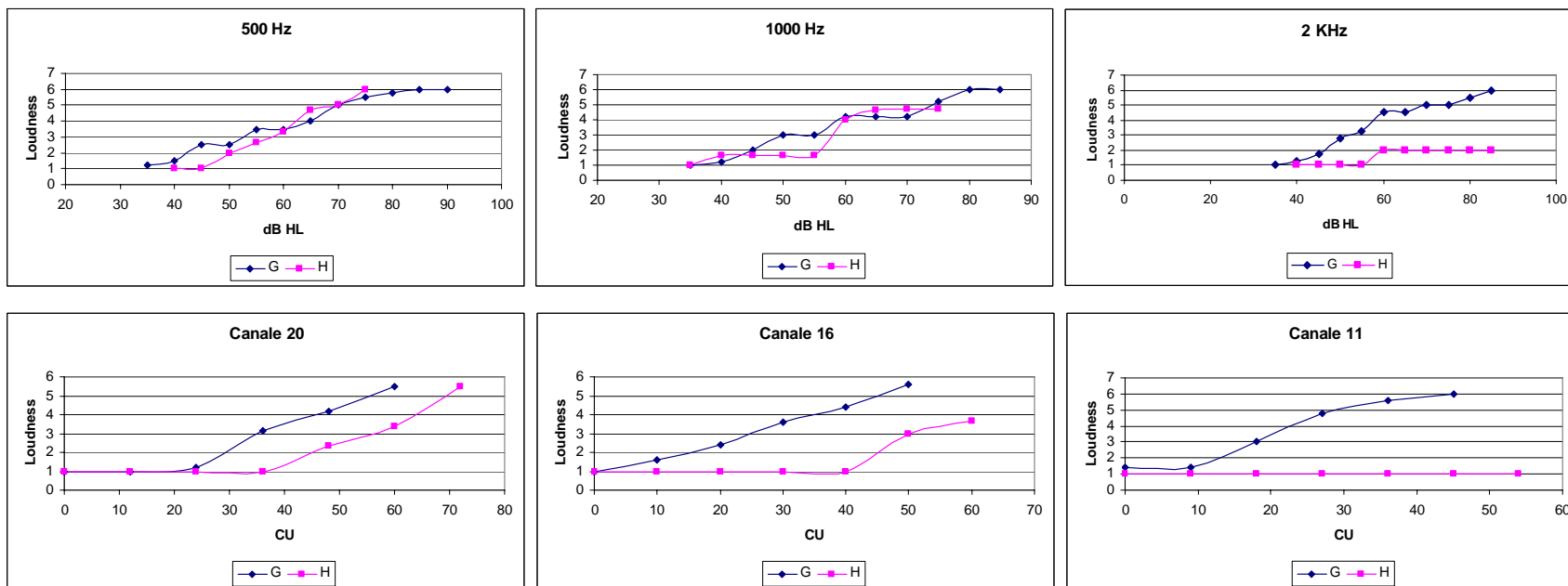


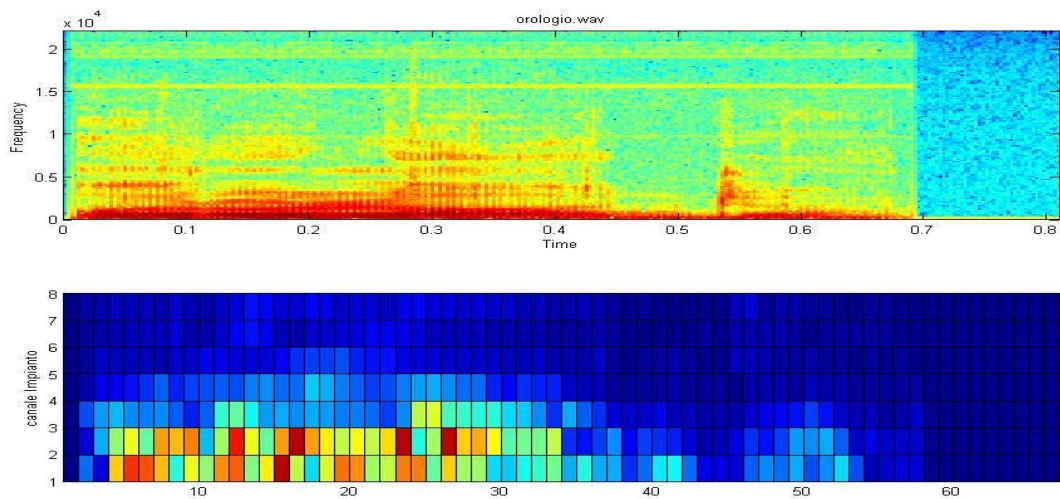
Figura 4.7: Crescita di loudness acustica (rappresentata in alto) ed elettrica (rappresentata in basso) di 2 soggetti impiantati con Freedom.

Soggetti G H portatori di IC Freedom:

- I. Canale 20: i soggetti presentano una curva di crescita di loudness elettrica simile anche se il soggetto H ha un appiattimento sulla sensazione “molto basso” che incide sul range dinamico della loudness acustica (30 dB) e potrebbe essere generata da una sottostima del livello di soglia.
- II. Canale 16: I soggetti presentano due curve di loudness elettrica distinte. Il soggetto G, nonostante una crescita lineare, presenta una loudness acustica con tre livellamenti corrispondenti alla sensazione di “medio”, “gradevole” e “forte” e un range dinamico di 45 dB. Il soggetto H, invece, presenta una curva di loudness elettrica molto piccola, la sensazione va da “molto basso” a “gradevole” sinonimo di una configurazione errata del canale. La curva di loudness acustica presenta due livellamenti corrispondente alla sensazione di “molto basso” e “gradevole. Anche il range dinamico è influito dalla curva di loudness elettrica infatti è di 30 dB.
- III. Canale 11: la curva di loudness elettrica del soggetto G è di tipo logaritmo e presenta una curva di loudness acustica simile a quella dei normoudenti. Il soggetto H non presenta una curva di loudness elettrica, all’aumentare dell’intensità dello stimolo sonoro la sensazione non aumenta e, siccome la loudness acustica è anch’essa immobile, si può supporre di disabilitare il canale in quanto non dà nessun contributo alla percezione sonora.

I risultati mostrano applicando una strategia ACE (o MPIS nel caso MXM), si ottengono delle curve di loudness simile ai normoudenti solo se la loudness elettrica presenta una crescita di tipo esponenziale. Per la strategia CIS e derivate, si ottengono buone performance di loudness acustica solo con crescita lineare di loudness elettrica con pendenza superiore al 8%.

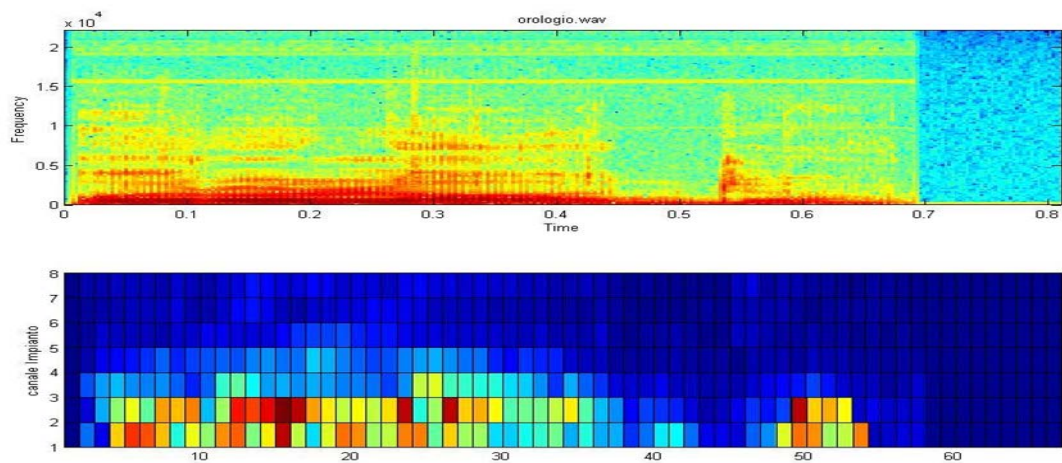
Imponendo al simulatore dell’IC una crescita di loudness elettrica di tipo lineare (la strategia simulata è la CIS) si ottiene una migliore percezione acustica. A tal scopo si è elaborato la parola “orologio” nel simulatore:



**Figura n°4.7:** Uscita del simulatore applicando una funzione di loudness di tipo logaritmico; la figura in alto rappresenta lo spettrogramma della parola “orologio”, mentre quella in basso l’elettrogramma del simulatore.

Nella simulazione rappresentata in figura 4.7, si osserva che solo la prima parte della parola “orologio” è stimolata.

Adattando la crescita di loudness di tipo lineare:



**Figura n°4.8:** Uscita del simulatore applicando una funzione di loudness di tipo lineare; la figura in alto rappresenta lo spettrogramma della parola “orologio”, mentre quella in basso l’elettrogramma del simulatore.



La figura 4.8 mostra che imponendo una crescita lineare della loudness anche la parte finale della parola “orologio”.

## Conclusioni

La sperimentazione effettuata sui soggetti impiantati ha portato a determinare curve di loudness che dipendono dal tipo e dalla modalità della stimolazione elettrica. Attualmente non si è in grado di realizzare una relazione matematica che possa descrivere la crescita di loudness acustica in funzione della stimolazione elettrica, in quanto, come anche osservato dai risultati, vi sono ancora troppe componenti soggettive dovute sia ad aspetti fisiologici sia dall'algoritmo di elaborazione del segnale sonoro. Infatti, a parità di IC e di aumento di CU corrisponde una diversa variazione di sensazione sonora. Anche la posizione degli elettrodi, all'interno della coclea, introduce delle variabili incontrollate, in quanto, a parità di IC, la posizione dei singoli elettrodi varia da soggetto a soggetto. Malgrado queste difficoltà i risultati mostrati una relazione tra la crescita di loudness elettrica e quella acustica. Dai test effettuati, sembrerebbe che la migliore forma della curva di loudness elettrica in grado di generare la migliore curva di loudness acustica, dipenda dalla strategia di decodifica. Infatti, per le strategie derivanti dalla CIS, la crescita lineare della loudness elettrica con pendenza superiore al 9% sembrerebbe garantire una crescita di loudness acustica simile a quella dei normoudenti. Il simulatore dell'IC mostra che utilizzando una crescita di loudness elettrica di questo tipo si migliorano le performance uditive. Mentre nel caso delle strategie simili alla ACE, la curva di loudness elettrica che genera una curva di loudness acustica simile a quella dei normoudenti è di tipo esponenziale.

In generale, si osserva che la quantità di intensità di stimolazione elettrica necessaria per passare da una sensazione sonora ad un'altra più forte varia al variare del canale e, sembrerebbe, dipendere dalla posizione degli elettrodi di stimolazione. Infatti, i risultati mostrano che nel canale corrispondente alle basse frequenze (rumore a 500Hz) occorre una piccola variazione di corrente per variare la percezione dell'intensità acustica rispetto ai canali corrispondenti ai 1000 e ai 2000Hz. Ciò potrebbe essere spiegato con la posizione degli elettrodi all'interno della coclea che pur essendo diversa da paziente a paziente, sono posti in modo che gli elettrodi corrispondenti alle basse frequenze tendono alla posizione apicale e, quindi, la distanza dal modiolio è ridotta rispetto

agli elettrodi delle aree basali cocleari e questo spiegherebbe il perché piccole variazioni di intensità di stimolazione elettriche generano una variazione della sensazione sonora.

I dati confermano, inoltre, che il range dinamico dei soggetti impiantati è di circa 40 dB, ogni soggetto, indipendentemente dal modello dell'impianto, presenta un range acustico che non va oltre i 40 dB.

I soggetti in esame mostrano un livellamento della loudness acustica in corrispondenza della sensazione "gradevole" che dovrebbe corrispondere alla comoda udibilità. Questo livellamento non è casuale visto che anche il normoudente presenta, in corrispondenza della comoda udibilità (50-65 dB), un livellamento della crescita di loudness. Attualmente non si hanno informazioni che possano giustificare il perché di questo fenomeno, ma essendo soggettiva la quantità di stimolazione elettrica che genera quella sensazione sonora, si suppone che il problema non sia di tipo periferico ma di tipo centrale. Questo fenomeno richiede ulteriori studi.

Infine, utilizzando le curve di loudness è possibile valutare la bontà della mappa dell'IC. Infatti i risultati mettono in luce problemi inerenti ad una errata scelta dei parametri elettrici di stimolazione, cosa che con gli strumenti in dotazione non è possibile osservare. Teoricamente si potrebbero utilizzare le curve di loudness per ottimizzare, canale per canale, la scelta delle caratteristiche elettriche di stimolazione in modo da migliorare la crescita acustica dei soggetti impiantati. Purtroppo, ad oggi, i software di mappaggio degli IC non permettono di modificare le stimolazioni elettriche canale per canale ma la scelta va fatta in comune su tutti gli elettrodi.

Dal mese di giugno 2007, il nostro gruppo, unico in Italia, è entrato in un progetto internazionale, promosso dalla ditta Cochlear, denominato Nucleus Interface Communication (NIC). Attraverso questo progetto è stato possibile acquisire maggiori informazioni sulle strategie di decodifica dell'IC della Cochlear la quale ci ha fornito un simulatore software ed un IC aperto in modo da potere modificare tutti i parametri caratteristici. Attualmente si stanno realizzando tutti i protocolli di comunicazione hardware per potere modificare le caratteristiche elettriche di

stimolazione, in modo da potere continuare lo studio della loudness sui soggetti portatori di IC senza avere nessuna limitazioni sui parametri caratteristici dell'impianto.

## Bibliografia

- Alkanhby H.Y., M.A.Mahrous, B.Mano, **“Mathematical Model for the Basilar Membrane as a two Dimensional Plate”**, Elettronic Journal of Differential Equation, Conference 02, pp.115-124, 1999;
- Battmer R., P. Haake, Y. Zilberman **“Simultaneous Analog Stimulation (SAS)-Continuous Interleaved Sampler (CIS) Pilot Comparison Study in Europe”**, Annals, 1998;
- Calogero B.– **“Audiologia”**, Monduzzi Editore, 1983;
- CI-STUDIO **“Manuale Impianto Cocleare Med-el”**, Med-el, 2000;
- Clark G., **“Cochlear Implants: Fundamentals & Applications”**, AIP Press, 2003;
- Colette M. McKay, H.J.McDermott, **“Loudness Perception with Pulsatile Electrical Stimulation: The Effect of Interpulse Intervals”**, j.a.s.a., vol.104, pp.1061-1074, august 1998.
- Cupido Armando ,**“Elettronica Industriale”**, Cupido, 1990;
- Del BO M., F. Giaccai, G.Grisanti **“Manuale di Audiologia”**, Massoni, 1980;
- Diana Deutsch, **“Two Channel Listening to Musical Scale”**, j.a.s.a., vol.57 n°5, pp.1156-1160, may 1975;
- Durrant John D., Jean H. Lovrinic - **“Fondamenti di Audiologia”**, Edizioni Tecniche Amplifon, 1982;
- Eddington D.K., **“Speech Discrimination in Deaf Subjects with Cochlear Implants”**, j.a.s.a., vol.68, pp. 885-891, 1980;
- Faulkner Andrew, Stuart Rosen, Deborah Stanton, **“Stimulation of the effects of cochlear implants electrode insertion depth for tonotopically-mapped speech processor”**, Speech Hearing and Language, vol.12, U.C.L. 2000;

- Florentine M., S. Buus, T. Poulsen **“Temporal Integration of Loudness as a Function of level”**, j.a.s.a., vol.99, pp.1633-1644, march 1996.
- Florentine M., S. Buus **“On Loudness at Threshold”**, j.a.s.a., vol.104, pp.399-410, july 1998.
- Fontaine R., A. Alary, J. Mouine and F. Duval, **“A programmable speech processor for deaf people”**, Engineering in Medicine and Biology Society, vol.2, pp.1617-1618, 1995.
- Gottermeier L., De Filippo CL.,Block MG. **“Loudness Judgment Procedures for Evaluating Hearing Aid Preselection Decision for Severly and Profoundly Hearing-Impaired Listeners”**, Ear Hear, pp.261-266, 1991;
- Haughton P. M. – **“Physical Principles of Audiology”**, Adams Hilger Ltd, Bristol, 1980;
- Hellen. James W., David J. Edell and Del Petraitis. **“Cochlear implant technology”**, Engineering in Medicine and Biology Society, vol.5, pp.2180-2181, 1996.
- Jestadt W., Wier C.C., Green D.M., **“Intensity Discrimination as a Function of Frequency and Sensation Level”**, j.a.s.a., vol 71, pp.950-962, 1977;
- Lai WK, Dillier N, **“Comparing neural response telemetry amplitude growth functions with loudness growth functions: preliminary results”**, Ear & Hearing, 2007, vol. 28, pag. 42-45
- Lim C., R.O. Duda, **“Estimating the Azimut and Elevation of a sound Source from the Output of a Cochlear Model”**, Proc. 28<sup>th</sup> Asilomar Conf. On Signals, System and Computers (Asimolar, CA, 1994).
- Loizou P. **“Signal Processing for Cochlear Prothesis: A Tutorial Review”**, IEEE Signal Processing Magazine, pp. 200-204, july 1997.
- Loizou P. **“Introduction to cochlear implants”**, IEEE Signal Processing Magazine, pp.101-130, september 1998.
- Lyon R.F., **“A computational model of filtering, detection and compression in the cochlea”**, IEEE, maggio 1982;

- Malcangi Mario, “**Elaborazione Digitale dei Segnali: Teoria e Pratica**”, Jackson, 1986;
- Matsuoka A.J., J.T. Rubinstein, P.J. Abbas, C.A. Miller, “**The effects of impulse interval on stochastic properties of electrical stimulation: models and measurements**”, Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol.4, pp.416-424, april 2001.
- McDermott H.J., M. Lech, M.S. Kornblum, D.R.F. Irvine “**Loudness perception and frequency discrimination in subjects with steeply sloping hearing loss: Possible correlates of neural plasticity**”, j.a.s.a., vol.104, pp.2314-2325, maggio 1998 .
- Mino H., “**Encoding of information into neural spike trains in an auditory nerve fiber model with electric stimuli in the presence of a pseudospontaneous activity**”, EEE Trans Biomed Eng. 2007, vol 54, pag 360-369;
- Moore Brian C. J. – “**Introduction to the Psychology of Hearing**”, The Macmillan Press LTD, 1977;
- Moore B., “**Frequency Selectivity in Hearing**”, Academic Press, 1986;
- Moore Brian C.J., “**An Introduction to the Psychology of Hearing**”, Accademic Press, 1992;
- Moore B., B.Glasberg, T.Baer “**A Model for the Prediction of Thresholds, Loudness, and Partial Loudness**”, j.aud.eng.soc., vol. 45 n°4, pp. 224-239 aprile 1997.
- Morris L.R., P. Barszczewski, “**Algorithms, hardware, and software for a digital signal processor microcomputer-based speech processor in a multielectrode cochlear implant system**”, Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol.36, pp.573-584, june 1989.
- Niparko John K., “**Cochlear Implants**”, Lippincott Williams & Wilkins, 2000;
- Oppenheim-Schaffer “**Discrete Signal Processor**”, Pretice-Hall, Inc., Englewood Cliff, N.Y. USA, 1976;
- Oppenheim-Schaffer “**Elaborazione Numerica dei Segnali**”, Franco Angeli editore, 1980;
- Otology, Rhinology & Laryngology, vol.108 n°4 part. 2, pp. 69-75, april 1999.

- Oxenham A.J., Simonson A.M., Turicchia L., Sarpesnkar R., **“Evaluation of companding-based spectral enhancement using simulated cochlear-implant processing”**, j.a.s.a., vol.121, pag. 1709-1716
- Pluvinaud V. **“Clinical measurement of loudness growth”**, Hearing instruments, 1988.
- Prosser S., M. Rosignoli **“Stime Categoriche di Loudness per Rumori a Banda Stretta”**, Acta Otorhinolaryngol Ital, vol. 18, pp. 373-378, gennaio 1999;
- Qian Jie Fu, **“Loudness growth in cochlear implants: effect of stimulation rate and electrode configuration”** Hearing Research, Vol 202, 2005, pag. 55-62;
- Ramakant Gayakwad A., **“Amplificatori Operazionali e Circuiti Integrati Lineari”**, Jackson, 1988;
- Rasmusen A.N., P.A. Osterhammel, T. Poulsen, T. Andersen **“Auditory Model and non Linear Hearing Instruments”**, 18Th Davonox Symposium, 1999;
- Rubinstein JT, Wilson BS, Finley CC, Abbas PJ., **“Pseudospontaneous activity: stochastic independence of auditory nerve fibers with electrical stimulation”**, Hearing Research, Vol 118, 1999, pag. 108-118
- Rund Frantisek, **“Measurement of Human Ear Canal Acoustic Pressure Distribution”**, Audio Technologies and Processing, pp. 35-40, ATP 2001.
- Runge-Samuelson C.L., J.T. Rubinstein, P.J. Abbas, C.A. Miller, G.J. Smith, B.K. Robinson, B.A. Abkes, **“The Neurophysiological effects of simulated auditory prothesis stimulation”**, Four Quarterly Progress Report, N01-DC-9-2107, october 2000.
- Sanpetrino NM, Smith RL, **“The Growth of Loudness Functions Measured in Cochlear Implant Listeners Using Absolute Magnitude Estimation and Compared Using Akaike's Information Criterion”**; IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2006, pag 1642-1644;
- Smoorenburg G., **“Cochlear Implant Ear Marks”**, Gildeprint, 2006;
- Scin 2000 **“Manuale Impianto Cocleare Clarion”**, Advanced bionics corporation, 2001



- Shannon Robert V., **“Threshold and loudness functions for pulsatile stimulation of cochlear implants”**, Hearing Research, vol.3, pp. 135-143, 1985.
- Shannon R.V., Zeng F.-G., Kamath V., Wygonski J., Ekelid M. **“Speech recognition with primarily temporal cues”**, Science, vol.270, 1995;
- Shepherd Robert K., Eric Javel **“Electrical stimulation of the auditory nerve: II. Effect of waveshape on single fibre stimulus response properties”**, Hearing Research, vol.130, pp.171-188, 1999.
- Stanley A., Gelfand **“Hearing: An Introduction to Psychological and Physiological Acoustic”**, Dekker, 1990;
- Stone M.A., Moore B.J., **“Effect of the speed of a single-channel dynamic range compressor on intelligibility in a competing speech task”**, J.A.S.A., vol.114, 2003;
- Van Dijk B, Botros AM, Battmer RD, Begall K, Dillier N, Hey M, Lai WK, Lenarz T, Laszig R, Morsnowski A, Müller-Deile J, Psarros C, Shallop J, Weber B, Wesarg T, Zarowski A, Offeciers E, **“Clinical results of AutoNRT, a completely automatic ECAP recording system for cochlear implants”**, Ear & Hearing, 2007, vol. 28, pag. 558-570;
- Zerbi Mariangeli, Blake S. Wilson, Charles C. Finley, Dewey T. Lawson, **“A flexible speech processor cochlear implant research”**, Digital Signal Processing workshop, pp.5.7.1-5.7.2, september 13-16 1992.
- Zimmerman-Phillips Susan, Carol Murad, **“Programming features of clarion multi-strategy cochlear implant”**, Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology, vol.108, pp.17-21, april 1999
- Zwicker E., Scharf B., **“A Model of Loudness Summation”**, Psycholog. Rev., vol. 72, pp.3-26, 1965;
- Zwicker E., Fastl H., **“Psychoacoustics – Fact and Models”**, Springer, 1990;
- Zwislocki J.J., **“Analysis of some Auditory Characteristics”**, Wiley New York, 1965;

- Willeboer C, Smoorenburg GF. **“Comparing cochlear implant users' speech performance with processor fittings based on conventionally determined T and C levels or on compound action potential thresholds and live-voice speech in a prospective balanced crossover study”** Ear and Hearing 2006;vol 27, pag 789-98.
- Weber E.H., **“De Pulsu, Resortption, Auditu et Tactu: Annotationes Anatomica et Pysiologicae”**, Leipzig Kohler, 1834 ;
- Wilson B.S., C.C. Finley, D.T. Lawson, R.D. Wolford, **“Speech processor for cochlear prostheses”**, Proceedings of the IEEE, vol.9, pp.1143-1154, sept.1988.
- Wilson Blake S., **“New directions in implant design”**, Cochlear implants, pp.43-59, Thieme 2000.